

ΑΝΑΛΥΣΗ ΗΛΕΚΤΡΟΚΑΡΔΙΟΓΡΑΦΙΚΩΝ ΣΗΜΑΤΩΝ

Δημήτρης Κ. Ιακωβίδης

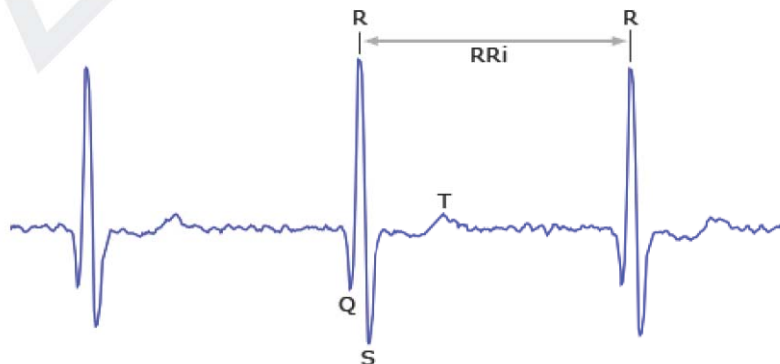
Τμήμα Πληροφορικής με Εφαρμογές στη Βιοϊατρική, Πανεπιστήμιο Θεσσαλίας

Στόχος αυτής της ενότητας είναι η μελέτη μεθόδων ανάλυσης ηλεκτροκαρδιογραφικών σημάτων (ECG). **Η ανάλυση αποσκοπεί στην κατανόηση του περιεχομένου των σημάτων και την εξαγωγή χρήσιμης πληροφορίας από αυτά.** Τα παραδείγματα αυτής της εργαστηριακής άσκησης προϋποθέτουν ότι τα σήματα έχουν υποστεί προεπεξεργασία σύμφωνα με τα παραδείγματα της προηγούμενης εργαστηριακής άσκησης.

9.1 Υπολογισμός καρδιακού ρυθμού

Στο πεδίο του χρόνου, ο καρδιακός ρυθμός μπορεί να υπολογιστεί μετρώντας την απόσταση ανάμεσα σε δύο διαδοχικές κορυφές R του ECG. Αυτό μπορεί να γίνει ως εξής:

1. **Εντοπισμός των κορυφών R** του σήματος ECG (Σχ.1).
2. Μέτρηση των δειγμάτων n_{RR} ανάμεσα σε δύο διαδοχικές κορυφές R.
3. Υπολογισμός του χρόνου ανάμεσα στις κορυφές $T_{RR} = n_{RR} T_s$.
4. Ο καρδιακός ρυθμός σε Hz θα είναι $f_{RR} = 1/T_{RR}$ από τον οποίο εύκολα προκύπτει (x60) ο καρδιακός ρυθμός σε παλμούς ανά λεπτό (beats per minute, bpm).



Σχήμα 1. Υπολογισμός του καρδιακού ρυθμού στο πεδίο του χρόνου.

Θεωρώντας ότι το φασματικό περιεχόμενο του σήματος ECG είναι σταθερό στο χρόνο, ο καρδιακός ρυθμός μπορεί να προκύψει εύκολα στο **πεδίο των συχνοτήτων** με τη χρήση του μετασχηματισμού Φουριέ ως εξής:

1. Εφαρμόζουμε το μετασχηματισμό Φουριέ (FFT) στο σήμα ECG.
2. Γνωρίζοντας ότι ο καρδιακός ρυθμός του ανθρώπου κυμαίνεται από 40bpm (0.6Hz) έως 180 bpm (3Hz), εστιάζουμε στο διάστημα 0.6-3Hz και εντοπίζουμε τη μέγιστη φασματική συνιστώσα.
3. Η συχνότητα της μέγιστης φασματικής συνιστώσας ισούται με τον καρδιακό ρυθμό.

Στο Σχ. 2 παρουσιάζεται παράδειγμα υπολογισμού του καρδιακού ρυθμού από το φάσμα ενός σήματος ECG.

```
1 % A Matlab DSP Example by D.K. Iakovidis
2 % ECG Heart rate estimation in the frequency domain
3 clear all;
4
5 % Load signals from ECG.mat
6 load ECG;
7 x = EKG1;
8 fs = 250; % given
9
10 % Calculate ECG spectrum
11 y = fft(x);
12 K = length(y);
13 k = 1:K;
14 frequency = k*fs/K; % get frequency
15 magnitude = abs(y);
16
17 % Heart rate
18 maxHRHz = 180/60 % max 180 bps to Hz
19 index = int16(maxHRHz*K/fs);
20 [maxValue, maxIndex] = max(magnitude(1:index));
21 heartRate = 60*maxIndex*fs/K
```

Σχήμα 2. Υπολογισμός του καρδιακού ρυθμού στο πεδίο των συχνοτήτων. Το αποτέλεσμα είναι 68.8 bpm.

9.2 Εντοπισμός κορυφών

Οι κορυφές ενός σήματος ECG όπως παρουσιάζονται στο Σχ.1 αποτελούν ακρότατα (τοπικά μέγιστα και τοπικά ελάχιστα) του σήματος. Οι κορυφές R μπορούν να εντοπιστούν ως οι μέγιστες τιμές του σήματος σε μια περίοδο.

Τα **ακρότατα** ενός σήματος μπορούν να προσδιοριστούν με ανάλογο τρόπο που προσδιορίζονται σε μια συνάρτηση στα μαθηματικά. Δηλαδή, **υπολογίζοντας την παράγωγο του σήματος και εντοπίζοντας τα σημεία στα οποία η παράγωγος μηδενίζεται.**

Επειδή τα σήματα ECG που μελετώνται είναι διακριτά και σπανίως τυχαίνει η παράγωγος να μηδενίζεται ακριβώς, ελέγχουμε τις αλλαγές προσήμου της παραγώγου ανάμεσα σε δύο διαδοχικές χρονικές στιγμές. Δηλαδή **εντοπίζουμε τελικά τις θέσεις όπου έχουμε διέλευσης της παραγώγου από το μηδέν (zero crossings).**

Η παράγωγος $d[n]$ ενός ψηφιακού σήματος $s[n]$ δεν είναι τίποτε άλλο από ένα σήμα που προκύπτει από τις διαφορές κάθε επόμενης από κάθε προηγούμενη τιμή του σήματος, δηλαδή,

$$d[n] = s[n+1] - s[n] \quad (1)$$

Η παράγωγος μπορεί να υλοποιηθεί εύκολα χρησιμοποιώντας ένα FIR φίλτρο με κρουστική απόκριση:

$$h = [-1 \ 1]$$

Τα μέγιστα και τα ελάχιστα προσδιορίζονται αναλόγως αν η διέλευση από το μηδέν συμβαίνει από τις θετικές προς τις αρνητικές τιμές ή από τις αρνητικές προς τις θετικές τιμές αντίστοιχα. Η διαδικασία αυτή ισοδυναμεί με τη διαδικασία ελέγχου του προσήμου της δεύτερης παραγώγου του σήματος. Δηλαδή:

$$d[n] > 0 \text{ και } d[n+1] < 0 \text{ (τοπικό μέγιστο)} \quad (2)$$

$$d[n] < 0 \text{ και } d[n+1] > 0 \text{ (τοπικό ελάχιστο)} \quad (3)$$

Στο Σχ.3 η τεχνική αυτή εφαρμόζεται για την εύρεση των τοπικά μεγίστων τιμών του σήματος ECG και με τη χρήση ενός κατωφλίου (threshold) σε πλάτος 270 απομονώνονται τα μέγιστα των μεγίστων, δηλαδή οι κορυφές R. Το αποτέλεσμα του παραδείγματος του Σχ.3 εικονίζεται στο Σχ.4.

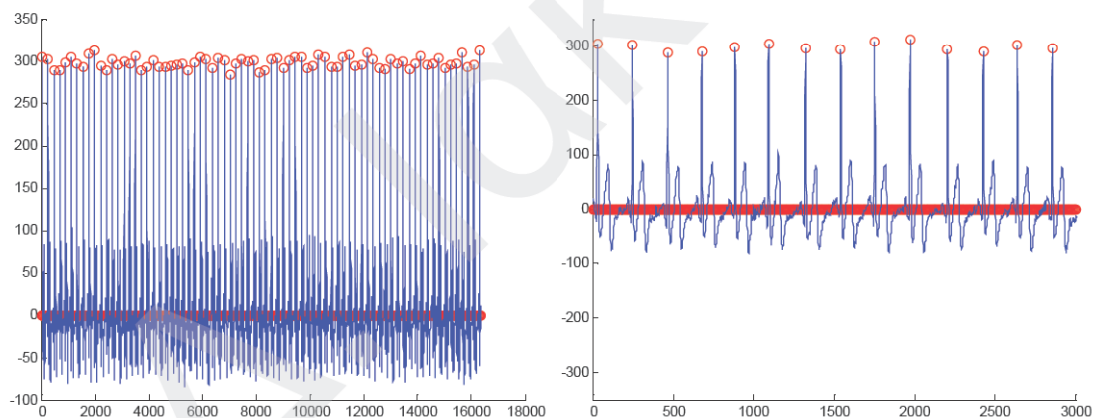
```
1 % A Matlab DSP Example by D.K. Iakovidis
2 % ECG R wave detection
3 clear all;
4
5 % Load signals from ECG.mat
6 load ECG;
```

```

7   x = EKG1;
8   fs = 250; % given
9
10  % Peaks detection
11  figure;
12  hold on;
13  h = [-1 1]; % derivative filter
14  d = conv(x,h);
15  maxima = [];
16  for z=1:length(x)
17      if ( (d(z) <= 0) & (d(z+1) > 0) )
18          maxima(z) = x(z);
19      else
20          maxima(z) = 0;
21      end
22  end
23  threshold = 270;
24  maxima = (maxima > threshold) .* maxima;
25  plot(maxima,'ro');
26  plot(x);
27  axis([0 3000 -350 350]);
28  hold off;

```

Σχήμα 3. Εντοπισμός κορυφών R ενός σήματος ECG με τη χρήση παραγώγων.



Σχήμα 4. Εντοπισμός κορυφών R ενός σήματος ECG με την τεχνική του Σχ.3. Αριστερά εικονίζεται ολόκληρο το σήμα. Δεξιά εικονίζεται ένα τμήμα του σήματος έπειτα από εφαρμογή της συνάρτησης axis (γραμμή 27).

9.3 Εντοπισμός τμημάτων του ECG με ταίριασμα προτύπων

Μία περίοδος σήματος ECG έχει συγκεκριμένη μορφή, δηλαδή ακολουθεί ένα συγκεκριμένο πρότυπο όπως αυτό περιγράφεται από τα τμήματα P, Q, R, S, T. Συνεπώς ένα σήμα ECG που διαρκεί αρκετές περιόδους αποτελείται από πολλά

τέτοια πρότυπα, τα οποία στην περίπτωση φυσιολογικού ECG δε διαφέρουν σχεδόν καθόλου μεταξύ τους. Ωστόσο, στην περίπτωση μιας παθολογικής κατάστασης αυτά τα πρότυπα μπορεί έχουν μικρές διαφοροποιήσεις. Μάλιστα οι διαφοροποιήσεις αυτές μπορεί να χαρακτηρίζουν την παθολογική κατάσταση.

Μια μέθοδος η οποία μπορεί να χρησιμοποιηθεί για τον εντοπισμό των περιοδικά επαναλαμβανόμενων προτύπων του ECG ακόμα και αν διαφέρουν λίγο μεταξύ τους είναι το «ταίριασμα προτύπων» (pattern matching). Τα βήματα εφαρμογής της είναι απλά:

1. Επιλέγουμε από μια περίοδο του ECG το τμήμα εκείνο που επιθυμούμε να εντοπίσουμε.
2. Συγκρίνουμε το τμήμα αυτό με όλα τα τμήματα του ECG που είναι αντίστοιχης διάστασης, ολισθαίνοντάς το προς τα δεξιά κατά ένα βήμα π.χ. ολίσθηση ένα βήμα προς τα δεξιά, σε όλο το μήκος του σήματος.
3. Η σύγκριση γίνεται με τη χρήση της **συσχέτισης κατά Pearson** που υπολογίζεται βάσει της εξίσωσης (4). Στο Matlab η συσχέτιση ανάμεσα σε δύο σήματα x και y υπολογίζεται με τη χρήση της συνάρτησης **corr(x,y)**. Στα σημεία που η συσχέτιση μεγιστοποιείται (η τιμή της προσεγγίσει το 1) εντοπίζεται το επιθυμητό πρότυπο.

$$r = r_{xy} = \frac{\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})(y_i - \bar{y})}{\sqrt{\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2} \sqrt{\sum_{i=1}^n (y_i - \bar{y})^2}} \quad (4)$$

Στο Σχ. 5 παρουσιάζεται ένα παράδειγμα εφαρμογής της παραπάνω μεθοδολογίας για τον εντοπισμό ολόκληρων περιόδων του σήματος ECG. Τα αποτελέσματα του παραδείγματος του Σχ.5 εικονίζονται στα Σχ.6-9.

```
1 % A Matlab DSP Example by D.K. Iakovidis
2 % ECG pattern matching
3 clear all;
4
5 % Load signals from ECG.mat
6 load ECG;
7 x = EKG1;
8 fs = 250; % given
```

```

9
10 % Signal preprocessing -----
11
12 % Calculate ECG spectrum
13 y = fft(x);
14 K = length(y);
15 k = 1:K;
16 frequency = k*fs/K; % get frequency
17 magnitude = abs(y);
18
19 % Filter baseline wander (high pass)
20 cutoffHz = 0.5;
21 cutoffIndex = int16(cutoffHz*K/fs);
22 y(1:cutoffIndex)=0; % manual filtering
23 y(K-cutoffIndex:K)=0; % manual filtering (symmetric)
24
25 % Inverse FFT to get the processed signal
26 iy = ifft(y);
27 output = real(iy);
28
29 % Display output signals
30 % Change xmax-ymax to meet your needs
31 xmax = 3000;
32 ymax = 500;
33 figure;
34 subplot(211); plot(x);
35 axis([0 xmax -ymax ymax]);
36 title('Original ECG signal');
37 subplot(212); plot(output);
38 axis([0 xmax -ymax ymax]);
39 title('Corrected ECG signal');
40
41 % Signal analysis -----
42
43 % Pattern matching
44 % Matching patterns have max correlation
45 figure;
46 pattern = output(171:388); % Select pattern (1 ECG period)
47 lo = length(output);
48 lp = length(pattern);
49 plot(pattern);
50 title('Original pattern used for pattern matching');
51
52 cor = [];
53 for(l=1:K-lp)
54     cor(l) = corr(output(l:l+lp-1),pattern);
55 end
56
57 maxIndices = [];
58 threshold = 95/100; % demand 95% similarity
59 index = 0;
60 for(l=1:length(cor))
61     if (cor(l) > threshold)
62         index = index + 1;
63         maxIndices(index) = l;
64     end
65 end
66
67 figure;
68 hold on;

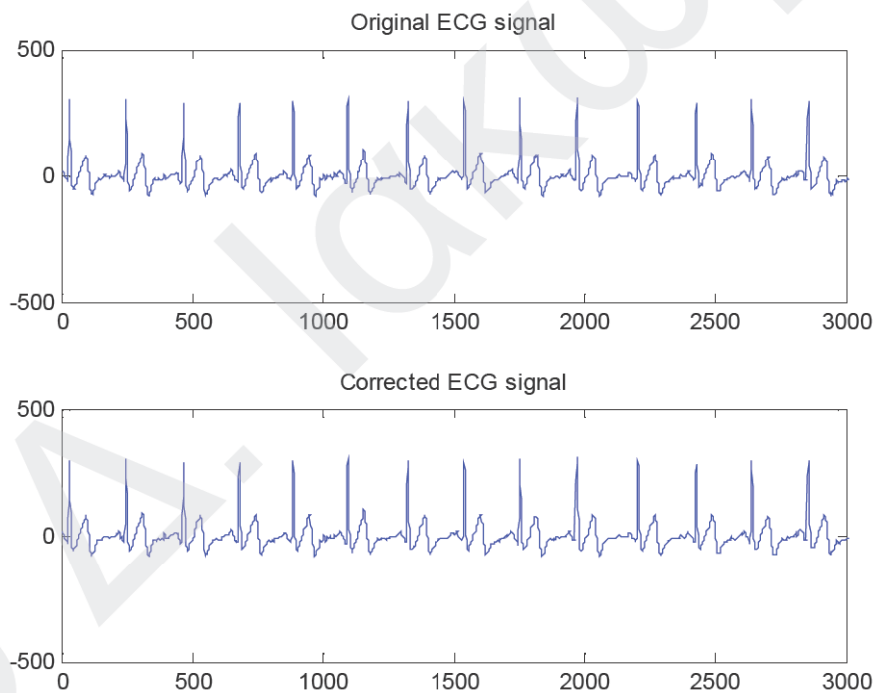
```

```

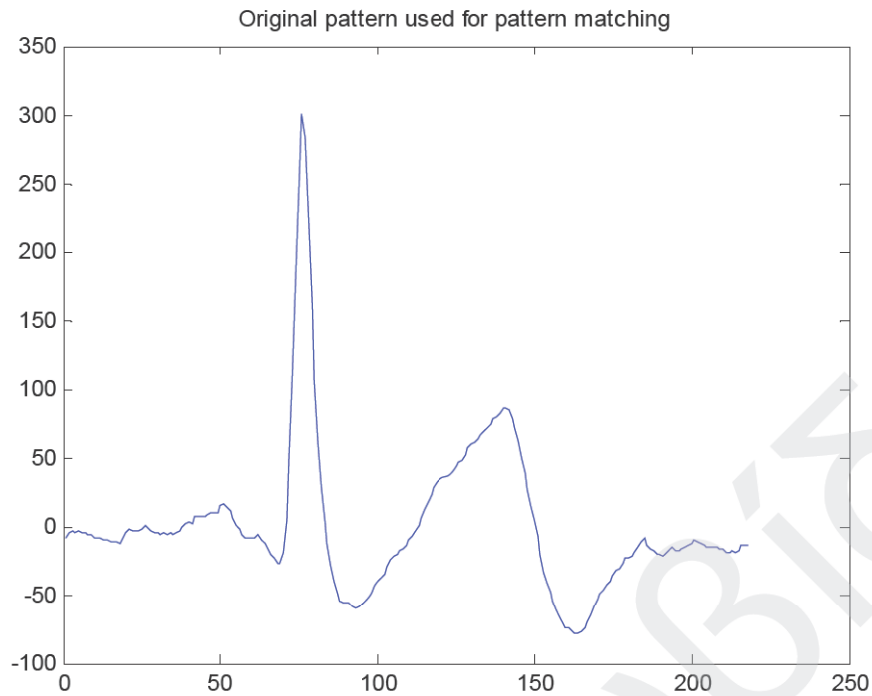
69 plot(output,'b');
70 plot(cor*300,'r');
71 axis([0 xmax -1 1]);
72 axis([0 xmax -ymax ymax]);
73 title('Correlation of the pattern accross the ECG signal');
74 hold off;
75
76 % Test by displaying some of the detected patterns
77 for(l=10:15) % display e.g. patterns 10-15
78     patternNo = l; % 'l' is letter 'el' not 'one'
79     figure;
80     plot(output);
81     axis([maxIndices(patternNo) maxIndices(patternNo)+lp -
82     ymax ymax]);
83     title(['Detected pattern ' sprintf('%f', patternNo)]);
84 end

```

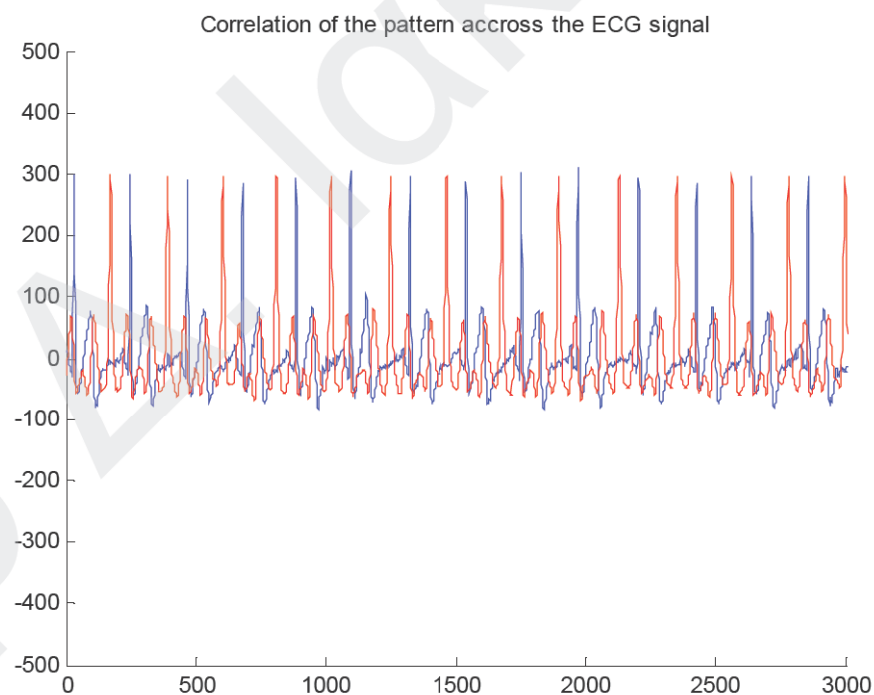
Σχήμα 5. Ταίριασμα προτύπων σε σήματα ECG.



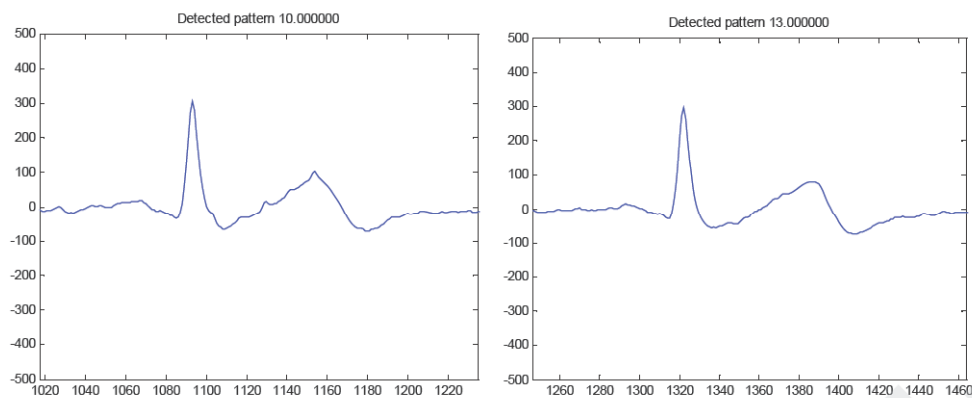
Σχήμα 6. Το σήμα EKG1 πριν και μετά την εφαρμογή της προεπεξεργασίας.



Σχήμα 7. Το τμήμα του σήματος EKG1 που χρησιμοποιήθηκε ως πρότυπο.



Σχήμα 8. Το προεπεξεργασμένο σήμα (μπλε) και η συσχέτιση με το πρότυπο (κόκκινο) στην πορεία του χρόνου. Η συσχέτιση κυμαίνεται από -1 έως 1 αλλά για λόγους οπτικοποίησης έχει πολλαπλασιαστεί με 300.



Σχήμα 9. Ενδεικτικά δύο τμήματα του EKG1 (το 10ο και το 13ο) που βρέθηκαν να παρουσιάζουν 95% ομοιότητα με το αρχικό πρότυπο.

Ασκήσεις

1. Να υλοποιήσετε το παράδειγμα του Σχ.2 για την εκτίμηση του καρδιακού ρυθμού.
2. Να υλοποιήσετε το παράδειγμα του Σχ.9. Να το τροποποιήσετε ώστε ως πρότυπο να χρησιμοποιείται μόνο το διάστημα QRS.
 - a. Να εντοπίσετε τις κορυφές R σε κάθε ένα από τα εντοπισμένα πρότυπα.
 - b. Να εντοπίσετε και τα σημεία Q και S.

(Υπόδειξη: να βρείτε τα αντίστοιχα ακρότατα στα εντοπισμένα πρότυπα)

3. Να συγκρίνετε τον καρδιακό ρυθμό που προκύπτει από το παράδειγμα του Σχ.2 με τον καρδιακό ρυθμό που προκύπτει από τον εντοπισμό των κορυφών R στο πεδίο του χρόνου (είτε με τη μέθοδο της άσκησης 2 είτε με τη χρήση του παραδείγματος του Σχ.3). Να ελέγξετε αν ο καρδιακός ρυθμός του ασθενούς διατηρείται σταθερός (δηλ. δεν παρουσιάζει αρρυθμίες).