



UNIVERSIDADE TÉCNICA DE LISBOA
FACULDADE DE MOTRICIDADE HUMANA



A VARIABILIDADE DA FC ENQUANTO MÉTODO ALTERNATIVO PARA A DETERMINAÇÃO DO LIMAR LÁCTICO, EM NATAÇÃO

Dissertação elaborada com vista à obtenção do Grau de Mestre em Treino
de Alto Rendimento

Orientador: Professor Doutor Francisco José Bessone Ferreira Alves

Júri:

Presidente

Professor Doutor Francisco José Bessone Ferreira Alves

Vogais

Professor Doutor Luís Manuel Pinto Lopes Rama

Professora Doutora Veronica Vleck

Pedro Miguel Fernandes Vargas

2009

AGRADECIMENTOS

Ao Prof. Dr. Francisco Alves, pela orientação cuidada e pela crítica construtiva. As trocas de ideias que tivemos e as valiosas sugestões dadas, contribuíram de forma decisiva para a conclusão deste estudo e para a minha aprendizagem.

Ao Sr. Paulo Costa da PORTINADO, pelo profissionalismo, compreensão e ajuda prestada durante a realização deste Mestrado.

À minha mulher Filipa e meu filho Rodrigo, por todos os momentos que lhes roubei para poder realizar este estudo.

Aos meus pais Diamantina e Carlos, pelo apoio incondicional desde o primeiro momento.

Aos atletas da PORTINADO, nada teria sido possível sem a sua contribuição preciosa.

ÍNDICE

| | |
|---|-------|
| ÍNDICE DE TABELAS E FIGURAS..... | 5v |
| LISTA DE ABREVIATURAS | 8viii |
| I. INTRODUÇÃO | 10 |
| 1.1. Âmbito e Pertinência do estudo..... | 10 |
| II. REVISÃO DE LITERATURA | 13 |
| 2.1. Variabilidade da Frequência Cardíaca | 13 |
| 2.1.1. Processamento do sinal ECG | 15 |
| 2.1.1.1. Análise no domínio temporal | 15 |
| 2.1.1.2. Análise no domínio da frequência | 17 |
| 2.1.1.3. Métodos não Lineares | 21 |
| 2.2. Efeito da actividade física sobre o Sistema Nervoso Autónomo..... | 23 |
| 2.3. Regulação autónoma da respiração | 29 |
| 2.4. Arritmia Sinusal Respiratória | 32 |
| 2.5. Comportamento da VFC durante o Exercício | 34 |
| 2.6. Particularidades da VFC em NPD..... | 37 |
| 2.7. Limiares de lactato – terminologia e metodologias de avaliação | 40 |
| 2.7.1. Testes para a determinação dos limiares de lactato em NPD..... | 44 |
| 2.7.1.2. Concentrações fixas de lactato sanguíneo..... | 44 |
| 2.7.1.3. Limiares de lactato individualizados | 45 |
| 2.8. Estimação dos limiares de lactato através da VFC | 49 |
| III. METODOLOGIA..... | 53 |
| 3.1. Definição do Problema | 53 |
| 3.2. Limitações..... | 53 |
| 3.3. Hipóteses | 54 |
| 3.4. Amostra..... | 56 |
| 3.5. Condições de realização..... | 56 |
| 3.5.1. Local | 56 |
| 3.5.2. Rotina de aquecimento..... | 56 |
| 3.5.3. Protocolo de teste..... | 57 |
| 3.5.4. Instrumentos e procedimentos de recolha..... | 59 |

| | |
|---|----|
| 3.5.4.1. Lactatemia..... | 59 |
| 3.5.4.2. VFC..... | 60 |
| 3.5.5. Tratamento estatístico | 62 |
| IV. APRESENTAÇÃO E DISCUSSÃO DOS RESULTADOS | 63 |
| 4.1 Lactatemia..... | 63 |
| 4.2. Variabilidade da Frequência Cardíaca | 64 |
| V. CONCLUSÃO | 78 |
| VI. RECOMENDAÇÕES..... | 80 |
| VII. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS..... | 82 |
| ANEXOS..... | 93 |

ÍNDICE DE TABELAS E FIGURAS

Tabelas

| | |
|---|----|
| Tabela 1 - Índices estatísticos utilizados na análise temporal da VFC..... | 16 |
| Tabela 2 – Classificação de diversas terminologias encontradas na literatura, para definir alterações específicas na resposta da lactatemia ao esforço. (Adaptado de Billat, 1996) | 41 |
| Tabela 4 – Médias e desvios padrões para a velocidade de nado (m/s) a que ocorre o Limiar de Variabilidade da Frequência cardíaca definidos através do desvio-padrão da média de todos os intervalos RR normais (SDNN), valor quadrático médio das diferenças entre intervalos RR normais adjacentes (RMSSD), produto do pico de altas frequências pelo valor médio da banda de altas frequências (fHF.HF), desvio padrão dos intervalos RR instantâneos, obtido através do diagrama de Poincaré (SD1)..... | 67 |
| Tabela 5 – Estatística do teste do sinal entre LT e os LVFC determinados através de SDNN, RMSSD, fHF.HF e SD1 | 72 |
| Tabela 6 – Comparação entre as médias dos métodos de determinação do LL e da VLFC, calculado a partir de um teste t de student para amostras emparelhadas. | 72 |
| Tabela 7 – Coeficientes de Correlação de Pearson (R) e respectivos níveis de significância entre D-Max e as técnicas utilizadas para definir LVFC. | 73 |
| Tabela 8 – Coeficientes de Correlação de Pearson (R) e respectivos níveis de significância entre LT e as técnicas utilizadas para definir LVFC..... | 73 |
| Tabela 9 Coeficientes de Correlação de Pearson (R) e respectivos níveis de significância entre Log-log e as técnicas utilizadas para definir LVFC | 74 |

Figuras

| | |
|--|-----------|
| Figura 1. Exemplo de traçado ECG com identificação das ondas R do complexo QRS e respectivos intervalos R-R. | 14 |
| Figura 2 - Análise espectral da VFC: componentes, bandas e moduladores fisiológicos (Pagani et al., 1986). | 18 |
| Figura 3 - a) comparação de métodos de análise espectral e, b) Comparação das bandas de DPE obtidas através de FFT (gráfico superior) e WT (gráfico inferior). Adaptado de Aubert et al. 2003. | 20 |
| Figura 4 – Exemplo de um pictograma de Poincaré. SD1 e SD2 são os desvios padrões nas direcções x_1 e x_2, em que x_2 é a linha de identidade para a qual $RR_j=RR_{j+1}$. | 22 |
| Figura 5 - Respostas quimiorreceptoras centrais (A) e periféricas (B) à PCO_2 e PO_2 em termos de “impulsos ventilatórios” que produzem. Adaptado de Duffin (2005). | 31 |
| Figura 6 – Exemplo de determinação do LL através de método “v-slope”. Adaptado de Maglisho, 2003. | 47 |
| Figura 7 - Exemplos de determinação do LL através do método D-max (esquerda) e D-max modificado (direita). Adaptado de Maglisho, 2003. | 48 |
| Figura 8 – Determinação do EEML através de método tangencial. Adaptado de Weltman (1995). | 49 |
| Figura 9 – Remoção digital de artefactos presentes no traçado RR em bruto, através do software Kubios HRV 2.0. Em cima, traçado RR em bruto. Em baixo, traçado RR após correcção. | 61 |
| Figura 10 – Curvas da cinética de acumulação de lactato (em mmol/L) com a progressão da velocidade (em m/s), em esforço de nado para todos os nadadores que constituíram a amostra, | 63 |

| | |
|---|-----------|
| Figura 11 – Traçado de evolução dos intervalos RR (s) em função do tempo (t) durante a duração do teste. As zonas sombreadas representam os últimos dois minutos de cada patamar de esforço, cujos os dados foram analisados neste estudo. | 65 |
| Figura 12 – Diferenças de traçado de fHF.HF (Hz.ms²) em função da intensidade de esforço (% v200) para dois dos sujeitos do estudo. | 66 |
| Figura 13 - Resposta do desvio-padrão da média de todos os intervalos RR normais (SDNN) ao incremento da intensidade do esforço por patamar (em % de V200).. | 69 |
| Figura 14 -Resposta do valor quadrático médio das diferenças entre intervalos RR normais adjacentes (RMSSD) ao incremento da intensidade do esforço (em % de V200). | 69 |
| Figura 15 – Resposta do produto do pico de altas frequências pelo valor médio da banda de altas frequências (fHF.HF) ao incremento da intensidade do esforço (em % de V200). | 70 |
| Figura 16 - Resposta do desvio padrão dos intervalos RR instantâneos, obtido através do diagrama de Poincaré (SD1) ao incremento da intensidade do esforço (em % de V200). | 70 |
| Figura 17 – Caixas de bigodes para LT e para os LVFC (m/s) definidos através das variáveis SDNN, RMSSD, fHF.HF e SD1. | 71 |
| Figura 18 - Diagrama de Bland-Altman para verificação da existência de concordância nas medidas entre os métodos LT e SDNN. | 75 |

LISTA DE ABREVIATURAS

| | |
|-------------------|--|
| ASR | Arritmia sinusal respiratória |
| AR | Modelação auto-regressiva |
| DPE | Densidade de potência espectral |
| ECG | Electrocardiograma |
| EEML | Estado estacionário máximo para o lactato |
| FC | Frequência cardíaca |
| FC _i | Frequência cardíaca instantânea |
| FC _{Max} | Frequência cardíaca máxima |
| FFT | Transformada de Fourier |
| FPN | Federação Portuguesa de Natação |
| FR | Frequência respiratória |
| $\mathcal{H}F$ | Pico de potência espectral de alta frequência |
| HF | Potência espectral de alta frequência |
| LA | Limiar anaeróbio |
| Lai | Limiar anaeróbio individual |
| LF | Potência espectral de baixa frequência |
| LL | Limiar láctico |
| LV | Limiar ventilatório |
| LV ₁ | Primeiro limiar ventilatório |
| LV ₂ | Segundo limiar ventilatório |
| LVFC ₁ | Primeiro limiar de variabilidade da frequência cardíaca |
| LVFC ₂ | Segundo limiar de variabilidade de frequência cardíaca |
| MSD | Média das diferenças entre intervalos RR normais adjacentes. |
| NPD | Natação pura desportiva |
| PA | Pressão arterial |
| PCO ₂ | Pressão parcial de dióxido de carbono |
| PO ₂ | Pressão parcial de oxigénio |
| SDNN | Desvio-padrão da média de todos os intervalos RR normais. |
| SNA | Sistema nervoso autónomo |
| SNC | Sistema nervoso central |
| T | Tempo |

| | |
|---------------------|---|
| TW | Transformada de “wavelet” |
| v | Velocidade de nado |
| VFC | Variabilidade da frequência cardíaca |
| VLf | Potência espectral de muito baixa frequência |
| VO ₂ | Taxa de consumo de oxigênio |
| VO _{2máx.} | Taxa de consumo máximo de oxigênio |
| V4 | Velocidade correspondente a uma concentração de lactato de 4 mmol/L |

I. INTRODUÇÃO

1.1. Âmbito e Pertinência do estudo

A identificação dos limiares fisiológicos através da cinética da curva de acumulação de lactato dos atletas representa, porventura, o conjunto de indicadores a que mais frequentemente os treinadores e fisiologistas pretendem aceder.

Apesar de minimamente invasivos, os testes de lactatemia implicam a recolha de microamostras de sangue, com os riscos e desconfortos inerentes a essa situação. Paralelamente, em função da necessidade de recolha de diversas amostras, para definir a curva de acumulação de lactato, este processo é geralmente moroso.

Uma alternativa que tem vindo a ser explorada ao longo dos anos, é o recurso a parâmetros ventilatórios para definir o ponto de ruptura fisiológico, uma vez que diversos estudos apontam para uma quase simultaneidade da ocorrência de fenómenos, caso do limiar ventilatório (**LV**) e do limiar láctico (**LL**) (Wasserman, 1984, cit. by Weltman, 1994; Meyers & Ashley, 1997).

Infelizmente, o conjunto de instrumentos necessários à recolha dos parâmetros ventilatórios em esforço, apresentam-se onerosos, para além de difícil aplicação, no caso particular da natação pura desportiva (**NPD**).

Recentemente, com a ampliação da compreensão dos mecanismos fisiológicos inerentes à modelação da actividade do sistema nervoso autónomo (**SNA**), tem-se procurado encontrar um método alternativo às colheitas de sangue e/ou análise de gases respiratórios, tendo por base a ideia de que se verifica uma alteração na resposta cardíaca em esforço, fruto da acção do ramo parassimpático do SNA sobre o nódulo

sino-auricular, modelada pela actividade respiratória (Anosov et al., 2000; Blain et al., 2005; Yasuma & Hayano, 2004).

Este método passa pelo registo e tratamento das variações batimento-a-batimento, do intervalo R-R (variabilidade da frequência cardíaca – **VFC**), sendo apenas para isso necessário um cardiofrequencímetro, que suporte essa funcionalidade.

As vantagens deste método incluem a possibilidade de um registo contínuo (reduzindo assim o tempo necessário à obtenção dos dados), para além de se apresentar como um método não-invasivo e com custos mais baixos que os demais.

No entanto, o conjunto de estudos que verificaram a validade deste método é ainda bastante circunscrito, todos levados a cabo em meio laboratorial, não estando por isso comprovada a sua aplicabilidade no terreno. Paralelamente, nenhum dos estudos consultados visou a avaliação deste método em esforço de nado, indicando assim a existência de um vazio no conhecimento, relativamente ao emprego deste método no controlo do treino em NPD.

Ao verificar a existência de simultaneidade de ocorrência do LL e limiar de variabilidade de frequência cardíaca (**LVFC**), em situação de nado, tal como já foi comprovado em situação laboratorial pelos estudos de Gretebeck et al. (2004) e Karapetian et al. (2008) e, tratando-se da natação uma das modalidades em que a determinação dos limiares fisiológicos assume uma maior relevância no controlo do treino, a utilização de cardiofrequencímetros com precisão ECG (capacidade de recolha batimento a batimento), poderá arrogar-se como um meio economicamente mais viável e menos invasivo que a determinação através do recurso a análises da lactatemia.

Paralelamente, a possibilidade de recolha contínua de dados por parte do cardiofrequêncímetro reduzirá substancialmente a morosidade do processo de determinação dos limiares fisiológicos, que até agora implica que sejam realizados diversos patamares de esforço de nado, a distintas velocidades de nado, intercalados por intervalos mais ou menos longos, durante os quais são recolhidos os valores correspondentes à concentração lactato sanguíneo.

II. REVISÃO DE LITERATURA

2.1. Variabilidade da Frequência Cardíaca

A Frequência Cardíaca (**FC**) é antagonicamente controlado pela actividade simpática do SNA e pelo ramo parassimpático do nervo vago. O aumento da FC durante o exercício é provocado pela inibição do nervo vago e/ou pela activação do sistema nervoso simpático.

A Variabilidade da Frequência Cardíaca (**VFC**) tem sido tradicionalmente utilizada como um indicador não invasivo das flutuações de actividade do SNA sobre o coração.

A VFC é o termo geralmente utilizado para descrever as variações tanto na Frequência Cardíaca Instantânea (**FC_i**) como no intervalo R-R (Task Force of the European Society of Cardiology and the North American Society of Pacing and Electrophysiology, 1996).

O intervalo R-R, corresponde ao intervalo de tempo entre duas ondas R consecutivas, num electrocardiograma (**ECG**), enquanto que a FC_i é definida pelas séries de durações recíprocas de intervalos R-R, em função ao tempo (Rompelman et al., 1977).

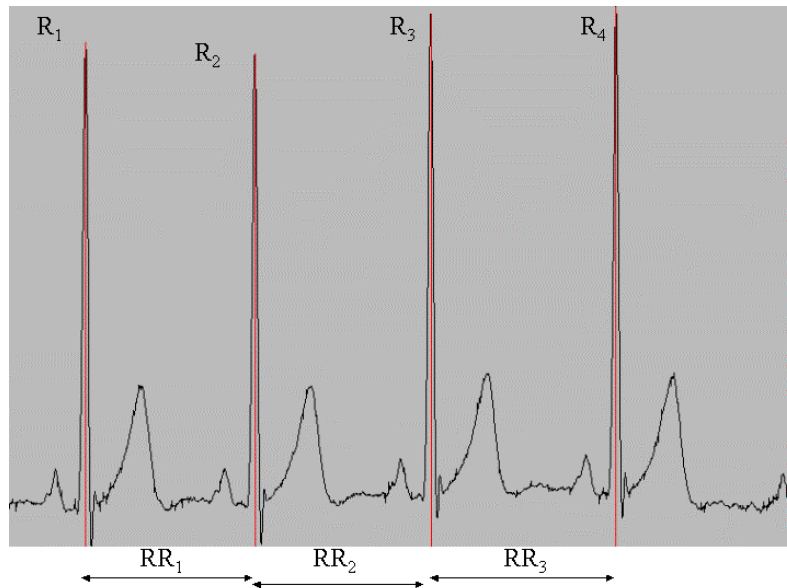


Figura 1. Exemplo de traçado ECG com identificação das ondas R do complexo QRS e respectivos intervalos R-R. Retirado de <http://www.cbi.dongnocchi.it/glossary/Glossary.html>

Assim, se t_n é o tempo de ocorrência da n -ésima onda R, a Frequência Cardíaca Instantânea $FC_{I(t)}$ é dada por:

$$\text{Eq. 1} \quad FC_i(t) = \sum_{t=-\infty}^{+\infty} \frac{1}{(t_n - t_{n-1})} \delta(t - t_n)$$

De uma forma geral, um incremento da VFC reflecte um aumento da modelação autónoma sobre a FC, sendo o oposto também verificado.

Torna-se, no entanto, fundamental demarcar os conceitos de “modelação cardíaca autónoma” e “tónus cardíaco autónomo”. Apesar da sua utilização indiscriminada na literatura científica, para Stein e Kleiger (1999) a VFC apenas reflecte a modelação física da FC. Isto é, uma baixa VFC poderá reflectir tanto um défice de modelação central da FC, como uma incapacidade de resposta do nódulo sino-auricular. Esta incapacidade poderá até ser causada por uma dessensibilização motivada por níveis

extremamente elevados de tónus autónomo (Mallik & Camm, 1993; cit by Stein & Kleiger, 1999).

2.1.1. Processamento do sinal ECG

A VFC é uma ferramenta perfeitamente estabelecida no meio científico no que se refere ao estudo do controlo autónomo da FC. Avanços tecnológicos recentes permitiram a abertura destes métodos à maioria dos investigadores. O apelo de uma perspectiva não invasiva sobre o comportamento do SNA, em situação de exercício, levou ao surgimento de uma série de estudos com propostas distintas de quantificação da VFC.

Originalmente, a maioria dos estudos sobre a VFC avaliavam-na no domínio temporal, i.e. intervalos RR em função do tempo. Em contraste com as medidas da VFC no domínio temporal surgiram, na última década, estudos que em vez de analisarem a VFC em função da variação dos intervalos ao longo do tempo, passaram a estudar a frequência de alteração das diferenças entre intervalos RR (domínio das frequências ou domínio espectral).

A verificação da natureza fractal da VFC, nomeadamente nas recolhas de curta duração, como é o caso dos estudos em que se pretende mensurar a resposta da VFC em situação de esforço, o que dificulta a aplicação e fiabilidade dos métodos espectrais, por estes apresentarem maior fiabilidade quando utilizados em sinais biológicos estacionários e com natureza harmónica, levou ao aparecimento de métodos ditos não-lineares.

2.1.1.1. Análise no domínio temporal

Os parâmetros obtidos através da análise no domínio temporal apresentam a limitação de não permitirem a diferenciação entre a actividade dos dois ramos do SNA, ainda que sejam de fácil obtenção com recurso a métodos de processamento estatístico, inclusive a partir de amostras com um tempo de recolha curto (Aubert et al., 2003).

A análise da VFC no domínio temporal resume-se ao cálculo de índices estatísticos do sinal, no intuito de traduzir as flutuações na duração dos ciclos cardíacos. Neste tipo de análises são utilizados parâmetros estatísticos já conhecidos, tais como média, desvio padrão, e valores extremos dos R-R. Alguns outros parâmetros são também utilizados, conforme descrito na Tabela 1.

Tabela 1 - Índices estatísticos utilizados na análise temporal da VFC.

| Parâmetro | Descrição |
|-----------|---|
| SDNN | Desvio-padrão da média de todos os intervalos RR normais. |
| SDANN* | Desvio-padrão das médias dos intervalos RR normais a cada 5 minutos. |
| SDNNi* | Média dos desvios-padrão dos intervalos RR normais a cada 5 minutos. |
| MSD | Média das diferenças entre intervalos RR normais adjacentes. |
| RMSSD | Valor quadrático médio (<i>root mean square</i>) das diferenças entre intervalos RR normais adjacentes. |
| pNN50 | Percentagem de intervalos RR adjacentes com diferença de duração superior a 50 milissegundos. |

2.1.1.2. Análise no domínio da frequência

A análise do espectro de frequências decompõe qualquer sinal, estático, estacionário ou flutuante, dependente do tempo, nos seus componentes sinusoidais. Na verdade a análise espectral da VFC assume à partida que a FC, tal como muitos outros sinais biológicos, se encontra associada a uma série temporal caracterizada por padrões oscilatórios de diferentes frequências.

Em registos prolongados (24 horas), a potência total decompõe-se em quatro bandas de frequência distintas – bandas de **alta frequência** (0,15 a 0,40 Hz), **baixa frequência** (0,04 a 0,15 Hz), **muito baixa frequência** (0,0005 a 0,04 Hz) e **ultra baixa frequência** (menor do que 0,0005 Hz). No entanto, em registos de curto período apenas duas destas componentes são aparentes, mais especificamente uma componente de baixa frequência (**LF**) e uma componente de alta frequência (**HF**). Uma terceira componente de muito baixa frequência (**VLF**), poderá eventualmente ser considerada, embora o seu significado fisiológico não seja claro (Badilini et al., 1998).

- **Banda de Alta Frequência (HF)** – oscila a uma frequência 9-24 ciclos/min (0,15-0,4Hz), e corresponde às variações da frequência cardíaca relacionadas com o ciclo respiratório e, por isso, frequentemente denominada de arritmia sinusal respiratória (**ASR**). É considerada uma medida da regulação neural parassimpática da frequência cardíaca (Pagani et al., 1986).
- **Banda de Baixa Frequência (LF)** – correspondente a uma frequência entre 2,4 a 9 ciclos/min (0,04-0,15Hz). Reflete as oscilações do sistema vasomotor, bem como o tónus simpático na regulação da frequência cardíaca (Pagani et al., 1986), embora a regulação parassimpática também apresente influências (Akselrod et al., 1985).

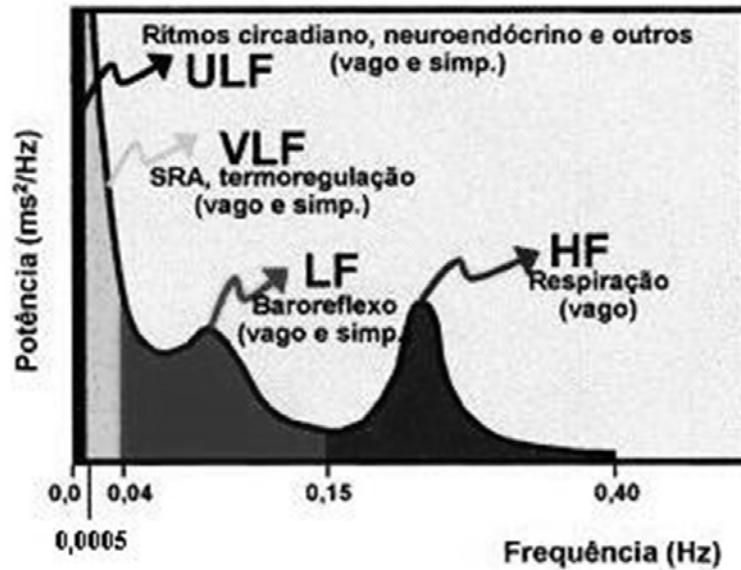


Figura 2 - Análise espectral da VFC: componentes, bandas e moduladores fisiológicos (Pagani et al., 1986).

A análise no domínio da frequência permite assim colocar a potência de cada um dos seus componentes como função da sua frequência, bem como o cálculo da potência para frequência específicas. Segundo Aubert et al. (2003), existem actualmente três técnicas matemáticas com vista à análise do espectro de energia - **transformada de Fourier**; **modelação auto-regressiva** e **decomposição de “wavelets”**.

Transformada de Fourier

A “Fast Fourier Transformation” (FFT) é um algoritmo que transforma os dados do sinal em bruto, nos seus componentes de frequência. A vantagem deste método prende-se sobretudo pela sua eficiência computacional e facilidade de aplicação. No entanto, estas vantagens são contrabalançadas por alguns inconvenientes, relacionados na sua maioria com a resolução (amplitude) da frequência. Esta desvantagem poderá ser ultrapassada em grande medida por uma maior duração de recolha, uma vez que o limite

inferior do espectro corresponde ao inverso da duração do registo (Aubert et al. 1999; Aubert et al. 2003).

Modelação Auto-regressiva

A estimação da densidade de potência espectral (**DPE**), através de modelação auto-regressiva (**AR**) baseia-se em dois passos: i) identificação dos parâmetros do modelo; ii) cálculo do espectro com base nos parâmetros definidos.

Este método presume que as variações da FC são resultado da passagem de um ruído branco através de um sistema linear “*all-pole*”. Estimados os parâmetros AR, poder-se-á obter uma DPE suavizada da série temporal modelada de FC (Christini et al., 1995). Em relação ao método FFT, a AR apresenta como vantagem uma representação mais clara e com menos ruído do espectro de frequências (cf. Figura 2).

As limitações deste método prendem-se com a adequação da escolha da ordem dos parâmetros da série linear, que poderá afectar a precisão da determinação da série temporal e do espectro de potência. Um modelo em que sejam definidos um excesso de parâmetros resultará num espectro com picos falsos. Da mesma forma, um modelo com défice de parâmetros traduz-se numa representação do espectro com detalhe reduzido (Christini et al., 1995; Aubert et al., 2003).

Transformada de “Wavelet”

Mais recentemente, tem-se recorrido com sucesso à transformada de “wavelet” (**TW**), como forma de superar as limitações das formas mais clássicas de processamento dos

sinais provenientes de ritmos biológicos, como é o caso da FC. Ao contrário dos métodos anteriores, em que se assume a existência de um estado estacionário, não considerando por isso as características dinâmicas, complexas e ruidosas dos sinais biológicos, provenientes dos contínuos ajustamentos necessários à manutenção da homeostase, a TW, ao recorrer a uma janela amostral de dimensão variável, mostra-se particularmente eficiente na análise de sinais transitórios e não estacionários, permitindo simultaneamente uma óptima interpretação da informação espectral e temporal (Pichot et al., 1999; Keissar et al., 2009). A TW oferece assim uma melhor resolução e localização temporal, quando comparada com os restantes modelos, embora a sua utilização coloque diversos problemas, nomeadamente a escolha da função da “wavelet” básica (que tem que obedecer a determinadas propriedades), e o facto de a TW resultar em coeficientes que terão obrigatoriamente de ser relacionados com a DPE, em bandas de frequência específicas (Aubert et al., 2003).

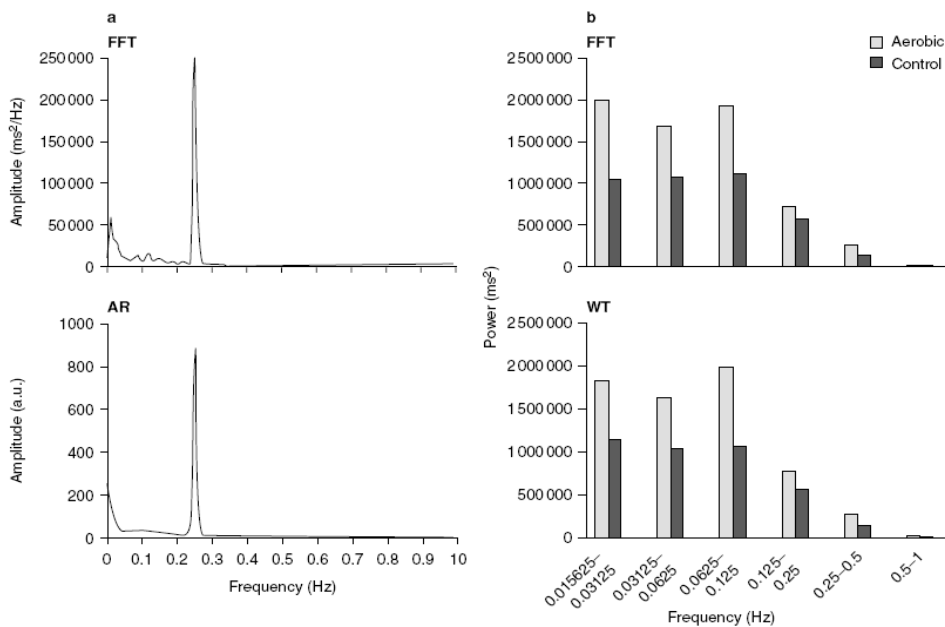


Figura 3 - a) comparação de métodos de análise espectral. No gráfico superior encontra-se FFT, enquanto que no gráfico inferior observa-se AR. De notar que os picos correspondentes à respiração encontram-se na mesma frequência, no entanto o sinal obtido através de AR é mais suave que em FFT. b) Comparação das bandas de DPE obtidas através de FFT (gráfico superior) e WT (gráfico inferior). AR = modelação auto-regressiva; a.u. = unidades arbitrárias; FFT = transformada de Fourier; WT = transformada “wavelet”. Adaptado de Aubert et al. 2003.

Mendonça et al. (2009), efectuaram uma comparação entre os métodos FFT e AR em repouso, a duas intensidades de esforço dinâmico distintas e na recuperação de um esforço máximo, e constataram que estes dois métodos não serão intercambiáveis em repouso ou em situações de exercício dinâmico. O método AR mostrou-se mais sensível aos efeitos do exercício físico nos valores normalizados de potência de espectro da VFC do que o método FFT.

Estes resultados estão de acordo com os obtidos por Fagard et al. (1998) e Pichon et al. (2006), que em situação de repouso também verificaram, pelo método de Bland-Altman (Bland & Altman, 1986), a inexistência de permutabilidade entre estes dois métodos.

Quanto à utilização de TW, não conseguimos encontrar qualquer estudo publicado que efectuasse algum tipo de comparação entre os traçados de VFC obtidos através deste método e qualquer outro método anteriormente referido.

2.1.1.3. Métodos não Lineares

Considerando a complexidade dos mecanismos de controlo do funcionamento cardiovascular é espectável a existência de uma mecânica não linear envolvida na génese da VFC. As propriedades não lineares da FC têm sido analisadas com recurso a uma diversidade de indicadores. No âmbito do estudo da VFC durante o esforço, o método não-linear mais utilizado tem sido o diagrama de Poincaré.

A opção por este método prende-se com a facilidade de interpretação e com a sua aplicabilidade a traçados não estacionários.

O diagrama de Poincaré é um diagrama de dispersão em que os intervalos RR são colocados como função do intervalo RR precedente. Os indicadores SD1 e SD2,

presentes num diagrama de Poincaré, fornecem informação referente a alterações rápidas e lentas nos intervalos RR, respectivamente (Sandercock & Brodie, 2006).

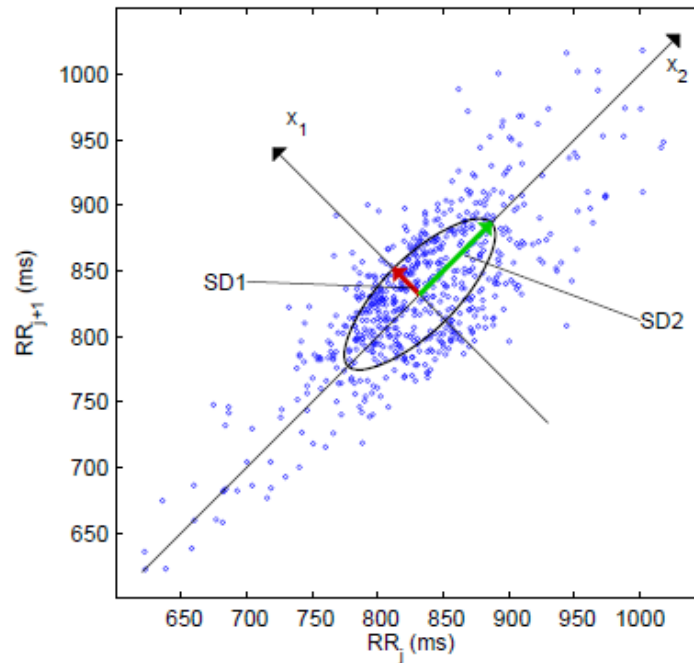


Figura 4 – Exemplo de um pictograma de Poincaré. SD1 e SD2 são os desvios padrões nas direcções x_1 e x_2 , em que x_2 é a linha de identidade para a qual $RR_j = RR_{j+1}$

Este método de análise quantitativa é baseado na noção de que existem efeitos temporais das alterações na modulação vagal e simpática da FC, nos intervalos RR subsequentes, sem necessidade da existência de estacionaridade do traçado (Tulppo et al., 1996).

A análise computadorizada baseia-se no assentamento de uma elipse sobre o diagrama, com centro sobre o ponto médio dos dados (cf. Figura 4). O eixo x_2 define o declive o eixo longitudinal, ao passo que o eixo x_1 define o declive transversal, perpendicular ao eixo x_2 .

SD1 corresponde assim ao desvio padrão dos dados ao longo do eixo x_1 e reflecte a variabilidade batimento-a-batimento dos dados, enquanto SD2 representa o desvio padrão dos intervalos RR contínuos de longa duração (Tulppo et al., 1998).

Do ponto de vista fisiológico, SD1 é caracterizado como sendo um indicador da variabilidade parassimpática, ao passo que SD2 representa a variabilidade global (simpática e parassimpática). A utilização do índice SD1/SD2 tem sido também apontada como um indicador do aumento da modelação simpática, durante esforços progressivo (Tulppo et al., 1996; Mourot et al., 2004).

2.2. Efeito da actividade física sobre o Sistema Nervoso Autónomo

A actividade física provoca uma reacção adaptativa por parte do organismo, tendo em vista a manutenção da homeostase. Este efeito biológico manifesta-se também sobre o SNA e as glândulas adrenais, tanto durante como após o exercício físico, considerando-se que a exposição repetida a estes estímulos se traduz numa acomodação, normalmente associada a uma melhoria da performance (Borrensen & Lambert, 2008).

Os mecanismos neurais parecem ter uma importância capital no que se refere à resposta inicial ao esforço, que envolve mudanças rápidas de FC e pressão arterial (**PA**) (Aubert et al., 2003).

Os ajustes cardiovasculares durante o exercício representam uma combinação e integração de factores neurais e de factores químicos locais. Entre os factores neurais podemos distinguir: a) comando central; b) estímulos de origem reflexa originários dos

músculos em contracção (“reflexo pressor do exercício”), c) o reflexo barorreceptor (Mitchell, 1990; Iellamo, 2001; Aubert et al., 2003).

- a) Comando Central – A activação das regiões cerebrais responsáveis pelo recrutamento das unidades motoras do músculo esquelético, estimula concomitantemente circuitos neuronais no seio da medula, estabelecendo variações na actividade eferente dos sistemas simpático e parassimpático que determinam a resposta cardiovascular à contracção muscular (Goodwin et al. 1972, cit by Iellamo, 2001).
- b) Reflexo Pressor do Exercício – Quando a circulação sanguínea e a distribuição de oxigénio para a musculatura em contracção é insuficiente para suprir as necessidades metabólicas do esforço, os produtos metabólicos resultantes tendem a acumular-se no interior do músculo, estimulando quimio- e mecanorreceptores. Estes receptores detectam a intensidade do esforço realizado, transmitindo essa informação, ao centros de controlo autónomo, através das fibras aferentes do tipo III e IV, originando num incremento reflexo da actividade nervosa simpática e da PA (Mitchell, 1990; Iellamo et al, 1999; Iellamo, 2001).

Foi demonstrado que as fibras aferentes do tipo IV, eminentemente responsivas à estimulação química através da acumulação de metabolitos, apresentam um atraso entre o início da contracção muscular e a sua activação entre cinco e trinta segundos. Os quimiorreceptores envolvidos no metaborreflexo parecem ser sensíveis à acumulação de uma panóplia de metabolitos. Lactato, potássio, bradiquinina, ácido arcadónico, prostalgina E₂ entre outros (Kaufman & Hayes, 2002), bem como H⁺, adenosina e elementos análogos ao ATP (Smith et al, 2006),

apresentam-se como a gama de metabolitos, cuja acumulação é detectada por estes quimiorreceptores.

Ao contrário dos quimiorreceptores, os mecanorreceptores envolvidos no reflexo pressor do exercício detectam tensão muscular. Receptores sensíveis ao stress mecânico, iniciam o mecanorreflexo da mesma forma que os quimiorreceptores o fazem com o metaborreflexo. O mecanorreflexo serve-se predominantemente das fibras aferentes do tipo III. Estudos têm demonstrado que as fibras aferentes do tipo III são estimuladas de forma proporcional ao incremento do pico de tensão muscular (Kaufman & Hayes, 2002), ou seja, contracções musculares mais intensas resultam em maior actividade simpática. A velocidade de resposta do mecanorreflexo é superior à do metaborreflexo (Rowell & O'Leary, 1990), de maneira que após 200ms do início da contracção muscular as fibras aferentes tipo III já se encontram activas (Kaufman & Hayes, 2002). De uma forma geral o mecanorreflexo inerente ao reflexo pressor do exercício ajuda o centro de controlo autónomo da quantidade de trabalho que os músculos estão a realizar.

Segundo Kaufman & Hayes (2002) algumas das fibras aferentes tipo III são também sensíveis às variações fisiológicas nas concentrações de K^+ e lactato.

- c) Reflexo Barorreceptor – Em condições de repouso, um incremento da PA tende a provocar uma diminuição na FC, mediante acção do reflexo barorreceptor arterial. No entanto, em exercício, um crescimento da PA é normalmente acompanhado por incremento na FC. Existem actualmente duas teorias, que pretendem explicar este fenómeno.

Uma delas defende que existe uma diminuição da sensibilidade do reflexo, ou seja, para a mesma variação de PA, detectada nos barorreceptores, corresponderá uma

menor amplitude de resposta ao nível da FC e da pressão arterial sistémica. Esta sensibilidade alterada, irá implicar que qualquer resposta reflexa à elevação da PA ou da FC, será suavizada, permitindo que os valores destes indicadores continuem a elevar-se com o aumento da intensidade de esforço (Strange et al, 1993; Iellamo et al, 1999; Iellamo, 2001).

Paralelamente, tem vindo a ser indicada a possibilidade de existência de uma “reiniciação” do barorreflexo num patamar mais elevado, ou seja, com o esforço físico ocorre um deslocamento da curva de resposta do barorreflexo às variações de PA, implicando que este só será elicitado a níveis superiores de PA, sem no entanto ocorrer uma dessensibilização. Assim que o reflexo é “reiniciado”, o sistema nervoso central (SNC) detectará uma hipotensão arterial, resultante de um maior limiar de activação do barorreflexo, actuando imediatamente no sentido de incrementar a FC e o débito cardíaco, e conseqüentemente a PA, primeiro através de uma diminuição da actividade vagal, e posteriormente através de uma vasoconstrição de proveniência simpática (Iellamo, 2001).

Para além dos barorreceptores arteriais, também os quimiorreceptores arteriais, no caso de se verificar uma diminuição do PO_2 durante o exercício, se constituem como importantes impulsos neurais para as áreas medulares responsáveis pelo controlo cardiovascular durante o exercício. Este receptores apesar de mais envolvidos na regulação da actividade respiratória, demonstram influência directa sobre a modelação actividade cardíaca, através do SNA (Mitchell, 1990).

Para Aubert e colegas (2003) encontra-se perfeitamente definido que a resposta taquicárdica da FC ao esforço está condicionada por uma supressão da actividade

parassimpática e manutenção ou incremento da actividade simpática. O papel relativo de cada um destes impulsos está dependente da intensidade do exercício.

Foi demonstrado que o comando central e a reiniciação do barorreflexo arterial resultam numa retirada vagal, ao passo que o barorreflexo arterial e o reflexo pressor do exercício são responsáveis pelo aumento da actividade simpática durante o exercício (Rowell & O'Leary, 1990; O'Leary, 1996).

Apesar da capacidade intrínseca do coração em iniciar contracção muscular, sem o controlo externo do sistema nervoso autónomo, a frequência de batimento do coração situar-se-ia entre os 90 e os 120 bpm, ao passo que o SNA em conjugação com a acção hormonal impõe variações de FC entre os 28 e os 220 bpm.

O aumento da actividade do sistema nervoso parassimpático (ou vagal) tem como efeito uma redução da FC.

A nível estrutural, os neurónios que constituem o nervo vago apresentam, no caso dos neurónios pré-gangliónicos, axónios mielinizados com alta velocidade de condução de impulsos nervosos, ao passo que os axónios dos neurónios pós-gangliónicos não são mielinizados, apresentando velocidades de condução muito mais baixas. Os neurónios pós-ganglionares apresentam terminações no nódulo sinoauricular, septo aurículo-ventricular e na própria musculatura atrial (Loewy, 1990, cit by Martinmäki, 2009). Tanto os neurónios pré-ganglionares como os pós-ganglionares utilizam a acetilcolina como neurotransmissor. A acetilcolina liga-se aos receptores muscarínicos, activando os canais de potássio e reduzindo assim a velocidade de descarga e despolarização do nódulo sinoauricular (Parkinson, 1990, cit by Martinmäki, 2009),

Estas características estruturais e funcionais do sistema nervoso parassimpático levam a que o tempo de latência entre o início do estímulo vagal e a resposta sinoauricular se situe entre 0,25 e 0,6s (Levy et al., 1970; Spear et al., 1979; Borst & Karemaker, 1983; Seidel et al., 1997, cit by Martinmäki, 2009), o que permite que alterações na actividade vagal possam influenciar a FC a cada batimento.

Ao invés, o papel relativo da activação do sistema simpático aumenta com o incremento da intensidade de esforço de tal forma que a uma intensidade de esforço perto do máximo pouca ou nenhuma actividade vagal é detectada (Mazzeo, 1991).

Ao contrário do sistema nervoso parassimpático, os neurónios pré-ganglionares mielinizados do sistema nervoso simpático têm uma dimensão reduzida, ao passo que os neurónios pós-ganglionares apresentam uma dimensão muito maior. Estes últimos libertam noradrenalina, o que faz aumentar a actividade do nódulo sinoauricular, através de uma “cascata” de sinais intracelulares de segundo mensageiro mediados através de receptores β -adrenérgicos (Parkinson, 1990, cit by Martinmäki, 2009). O sistema nervoso simpático apresenta um período de latência entre o início do estímulo e a resposta sinoauricular entre 1 e 2s. Para além do controlo neural, o sistema nervoso simpático influencia a actividade cardíaca também através da estimulação das glândulas supra-renais, que leva à libertação na corrente sanguínea de adrenalina e noradrenalina, incrementando assim a acção simpática sobre o nódulo sinoauricular e sobre o músculo cardíaco.

De uma maneira geral, um incremento da FC poderá ter diferentes origens: retirada vagal, activação parassimpática, ou ambas. No entanto, apesar dos efeitos antagónicos dos distintos ramos do SNA sobre a FC, verifica-se uma predominância da actividade vagal sobre a simpática, denominada de antagonismo acentuado. Isto significa que os

efeitos opostos do parassimpático e simpático não são algebricamente aditivos. Ao invés, os efeitos do controlo vagal são incrementados com níveis elevados de controlo simpático basal, ao passo que os efeitos do sistema nervoso simpático são suprimidos por elevados níveis de activação basal do sistema nervoso parassimpático (Uijtdehaage & Tayer, 2000). Este predomínio parassimpático, associado a uma maior velocidade de condução e processamento dos estímulos, levam a que se verifique normalmente um atraso entre o início da retirada vagal e activação simpática durante o esforço físico.

2.3. Regulação autónoma da respiração

A regulação autónoma da respiração é determinada geralmente pelas variações de factores químicos no sangue, nomeadamente as concentrações plasmáticas de O_2 , CO_2 e do ião H^+ .

As informações relativas às concentrações destes compostos no sangue arterial são recolhidas pelos quimiorreceptores centrais e periféricos. Os quimiorreceptores centrais localizam-se no tronco cerebral, em contacto directo com o líquido céfalo-raquidiano, e possuem ligação com os neurónios do centro de controlo automático da respiração. Por outro lado, os quimiorreceptores periféricos encontram-se alojados em pequenos nódulos no interior da aorta (corpo aórtico) e na bifurcação das carótidas primitivas (corpo carótideo), de onde recebem sangue através pequenos ramos colaterais. O corpo aórtico comunica com o centro de controlo automático através do nervo vago, enquanto que o corpo carótideo estabelece ligação através de fibras aferentes do nervo glossofaríngeo (Espanha et al., 2007).

De uma forma geral, os quimiorreceptores periféricos detectam o CO_2 arterial e o pH, assim como monitorizam a ventilação alveolar, enquanto os quimiorreceptores centrais detectam variações no pH do fluido intersticial e monitorizam o equilíbrio entre CO_2 arterial, fluxo sanguíneo cerebral e metabolismo cerebral. Este equilíbrio também fornece um índice indirecto do balanço entre o fornecimento e a utilização de oxigénio no cérebro, ou seja os quimiorreceptores centrais podem actuar, indirectamente, como sensores da oxigenação cerebral (Nattie, 2006).

Os estudos de Smith et al. (2006) e Fatemian et al. (2003) parecem demonstrar que os quimiorreceptores centrais apresentam um tempo de resposta a variações do PCO_2 bastante superior àquele registado pelos quimiorreceptores periféricos, o que indica que os quimiorreceptores centrais deverão ter outra função para além do controlo das concentrações arteriais de CO_2 . De acordo com Nattie (2006), estes últimos são na verdade sensíveis às variações de pH do líquido céfalo-raquidiano (pH *liquor*), daí que variações de PCO_2 , a diminuição do fluxo de sangue ao cérebro, ou aumento do metabolismo cerebral possam ter o efeito indirecto de incrementar a ventilação, pois todos se repercutem numa diminuição do pH *liquor*.

Tanto os quimiorreceptores periféricos como os centrais são sensíveis às variações de $[\text{H}^+]$, para Duffin (2005), embora, para efeitos de modelação matemática da resposta reflexa sejam mais utilizados os valores referentes ao PCO_2 . Quanto à PO_2 , o seu papel prende-se com a regulação da sensibilidade dos quimiorreceptores periféricos a $[\text{H}^+]$, de tal forma que em situações de hipoxia se verifica um incremento da resposta ventilatória para o mesmo valor de PCO_2 , traduzido graficamente por um maior declive da recta de resposta da ventilação em função do PCO_2 (Figura 5).

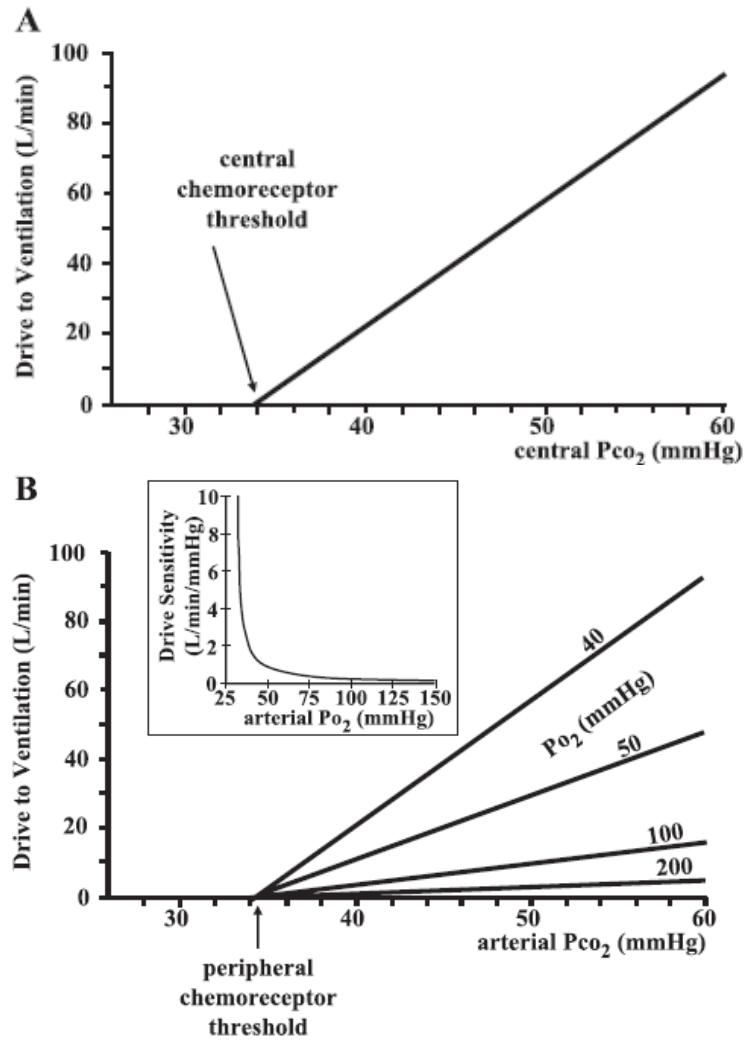


Figura 5 - Respostas quimiorreceptoras centrais (A) e periféricas (B) à PCO_2 e PO_2 em termos de “impulsos ventilatórios” que produzem. Cada quimiorreceptor tem um PCO_2 limiar abaixo do qual não é promovida qualquer resposta ventilatória e acima do qual o impulso ventilatório é linearmente relacionado com o PCO_2 , com um declive representativo da sensibilidade do quimiorreflexo. Em B esta relação é também dependente do PO_2 . Adaptado de Duffin (2005).

2.4. Arritmia Sinusal Respiratória

A arritmia sinusal respiratória (**ASR**) representa a VFC em sincronia com a respiração, através da qual o intervalo R-R num ECG é encurtado durante a inspiração e aumentado durante a expiração (Yasuma & Hayano, 2004). Esta ideia é confirmada por outros estudos que demonstram que, durante a actividade física, a actividade do nódulo sinusal é modelada pela respiração, com uma frequência igual à frequência respiratória (**FR**) (Anosov et al., 2000; Blain et al., 2005).

Apesar de não se encontrar totalmente identificado o mecanismo responsável pela ocorrência deste fenómeno biológico, assume-se que a sua existência afecta positivamente as trocas gasosas ao nível pulmonar, através da melhoria da combinação entre ventilação e perfusão sanguínea dos alvéolos (Yasuma & Hayano, 2004).

Genericamente, a teoria mais aceite, postula que a FC, ao ser determinada pela frequência de disparo do nódulo sinusal (ou nódulo sino-auricular), encontra-se dependente do balanço entre a actividade simpática e parassimpática sobre o nódulo sinusal. Ao se considerar que a actividade do nervo vago é modelada pela respiração, estamos a considerar que esta modela, secundariamente, a actividade sinusal.

Actualmente reconhecem-se três mecanismos como geradores da ASR:

- i) modelação directa das fibras pré-ganglionares do nervo vago, através de impulsos provenientes do centro respiratório;
- ii) inibição da actividade eferente do nervo vago devido à insuflação pulmonar;
- iii) modelação indirecta da FC, por acção dos barorreceptores, após alterações de PA determinadas pela respiração. (Hirsch & Bishop, 1981; Yasuma & Hayano, 2004).

As fibras eferentes do nervo vago são disparadas preferencialmente durante a expiração, sendo que a excitação destas fibras será tanto maior quanto maior a estimulação do quimiorreceptores arteriais e barorreceptores (Davidson et al., 1976; cit by Yasuma & Hayano, 2004).

A modelação respiratória poderá também ser mediada pela menor capacidade dos neurónios pré-ganglionares do nervo vago responderem a impulsos nervosos excitatórios, durante a inspiração, consequência de uma hiperpolarização da membrana destes neurónios (Gylbey et al., 1984; cit by Yasuma & Hayano, 2004).

Paralelamente, a estimulação dos receptores pulmonares (sensíveis ao estiramento) parece inibir a actividade eferente do nervo vago, podendo este efeito ser de tal maneira forte que poderá inverter a bradicárdia, resultante da activação dos quimiorreceptores, numa taquicardia.

Segundo Yasuma & Hayano (2004), a actividade do sistema simpático apresenta uma influência mínima sobre ASR, ao contrário da actividade vagal que, tal como descrito acima, é praticamente inexistente durante a inspiração, resultando numa diminuição do intervalo R-R no ECG, ao passo que no decorrer da expiração a actividade eferente do nervo vago atinge o seu máximo, incrementando assim a distância R-R.

A medição da HF da VFC, através de métodos de análise espectral, tem sido convencionalmente utilizada para aceder à actividade vagal sobre o coração.

2.5. Comportamento da VFC durante o Exercício

Apesar de ainda serem pouco numerosos, existem actualmente alguns estudos que investigaram os efeitos da intensidade de esforço. Nestes estudos, os efeitos da VFC foram avaliados através da realização de testes progressivos máximos.

De uma maneira geral, a maioria destes estudos verificaram uma diminuição progressiva da VFC, quando a potência espectral é expressa em valores absolutos, até intensidades na ordem de 50% do $VO_{2máx.}$, estabilizando posteriormente com o aumento da intensidade (Achten & Jeukendrup, 2003).

Casadei e colegas (1995) encontraram decréscimos nos valores de potência total de espectro e em HF e LF, num estudo em que os sujeitos tiveram que realizar um teste progressivo até à exaustão. No entanto, quando os resultados deste estudo foram expressos em unidades normalizadas, não se mostraram conclusivos.

A intensidade a que se dá a diminuição de LF, que normalmente se associa a uma diminuição da actividade do sistema nervoso simpático, não se apresenta consistente nos estudos consultados variando entre os 30% do $VO_{2máx}$ (Perini et al., 1993) e 60% $VO_{2máx}$ (Casadei et al., 1995). Considerando que em ambos os estudos, a amostra e protocolo utilizados foram semelhantes, é bastante improvável que as divergências encontradas se devam a diferenças metodológicas.

Asanov et al. (2000), estudaram o comportamento de HF nas proximidades de LV, num teste progressivo em cicloergómetro, e verificaram uma importante alteração do comportamento de HF.. No mesmo estudo, os autores encontraram também uma correlação muito significativa entre fHF e a frequência respiratória, justificada pela existência da ASR. Surpreendentemente, fHF demonstrou valores relativamente altos

durante todo o teste, inclusive com o aumento da intensidade, o que vem de certa forma contrariar o comportamento de HF nestas intensidades mais elevadas, que tende claramente a diminuir (Perini et al., 1990 e Shin et al., 1995).

Pese os resultados apresentados por estes estudos, o estudo do comportamento da VFC em esforço apresenta-se ainda numa fase relativamente inicial, e representa de certa forma um problema. A quantidade de estudos dedicados ainda é relativamente escassa, e quase todos mencionam a dificuldade que representa a análise de series temporais não estacionárias. Simultaneamente a inexistência de protocolos padronizados para estudar diferentes tipos de população leva à existência de praticamente tantos protocolos distintos, quantos estudos realizados, o que dificulta de sobremaneira a comparação de resultados.

Para além disso, o relativo pouco conhecimento quanto ao real significado fisiológico das diferentes variáveis utilizadas para definir a VFC, leva também a inconsistências na forma de analisar e nos resultados obtidos nos diferentes estudos encontrados na literatura da especialidade. Estas inconsistências têm-se manifestado sobretudo a níveis mais elevados de intensidade de esforço (Arai et al., 1989; Yamamoto et al., 1991; Nakamura et al., 1993; Casadei et al., 1995; Casadei et al., 1996; Tulppo et al., 1996; Tulppo et al., 1998; Perini & Veicsteinas, 2003). A título de exemplo, alguns estudos referem um incremento da relação entre baixas e altas frequências (LF/HF) (Yamamoto et al., 1991, Nakamura et al., 1993; Casadei et al., 1996) durante o esforço, enquanto em outros estudos esse índice reduziu com o aumento da intensidade de esforço (Breuer et al., 1993). Hautala (2004) justifica esta discrepância pela utilização de distintos métodos de análise espectral e/ou pela distinta duração dos intervalos de recolha. A frequência amostral da recolha também poderá, segundo o mesmo autor, condicionar a

identificação de flutuações entre intervalos R-R, o que poderá influenciar os resultados obtidos.

A utilização de indicadores de natureza temporal, caso de SDNN e RMSSD resultou também em diminuições acentuadas destas variáveis durante testes progressivos máximos em cicloergómetro, nomeadamente durante os primeiros patamares de esforço (Karapetian et al., 2008). Estas variações serão totalmente esperadas se considerarmos a existência de uma correlação muito forte entre estes índices do domínio temporal e o tónus vagal, tal como HF e $f_{HF.HF}$ (Hayano et al., 1991)

O estudo acima referido, de Karapetian e colegas (2008) é um dos poucos estudos existentes que procuraram verificar a existência de relação entre a intensidade de ocorrência do LL e de LVFC, e demonstrou existirem evidências de que estes se verificam a intensidades de esforço (expressas em % VO_{2max}) semelhantes.

O recurso a digramas de Poincaré tem revelado padrões da dinâmica da FC durante o exercício que não são tão facilmente detectados por análises da VFC no domínio temporal ou no domínio das frequências (Tulppo et al., 1996). Este autor demonstrou que a variabilidade batimento a batimento de curta duração (SD1), mediada por acção vagal, dissipava-se após os 50-60% $VO_{2máx}$, devendo-se o incremento posterior da FC a um aumento da activação simpática. Apesar destes métodos não lineares de estudo da VFC durante o esforço, ainda não se encontrarem extensivamente documentados, é possível encontrar algumas evidências da modificação do comportamento de tendência fractal no sentido de uma maior correlação com o comportamento da FC, em esforços de baixa intensidade (Tulppo et al., 2001), no entanto a habilidade destes indicadores se correlacionarem com o comportamento da VFC durante exercícios de alta intensidade ainda não é conhecida.

2.6. Particularidades da VFC em NPD

A NPD apresenta algumas minúcias que condicionam a resposta cardiovascular durante o esforço e consequentemente a VFC, nomeadamente o facto de se realizar no meio aquático e na posição horizontal.

De acordo com Iwase et al. (1987), a imersão do corpo em água a temperatura neutra, na posição vertical, provoca um aumento do volume sanguíneo intra-torácico, efeito da acção da pressão hidrostática. Segue-se uma supressão da actividade simpática, por via da estimulação dos barorreceptores, o que fomenta um incremento da actividade aferente inibitória.

No entanto, a resposta da VFC em esforço parece não ser influenciada pela permanência em meio aquático, visto que, com o aumento da demanda metabólica, a modelação da actividade cardíaca por acção do retorno venoso aumentado e da alteração da distribuição sanguínea, verificados em repouso, é anulada (Perini et al., 1998; Shipke & Pelzer, 2001).

A permanência na posição horizontal, tem como efeito a redução da actividade nervosa simpática (Iwase, Mano & Saito, 1987; Montano et al., 1994), uma vez que a redistribuição do fluxo sanguíneo, promovida pela alteração postural, activa o reflexo barorreceptor.

A realização de esforço físico na posição supinada (caso da NPD) comporta, teoricamente, uma resposta semelhante àquela verificada no meio aquático, função da facilitação do retorno venoso. Esta ideia é contrariada pelos resultados de Perini et al. (1998), que não verificaram diferenças ao nível da VFC, entre exercício físico em meio aquático e exercício físico em terra. Ao invés, Perini et al. (1993), comparando a

realização de esforço em cicloergómetro, em posição sentada e em posição deitada, obtiveram uma resposta distinta da VFC, no que se refere às baixas frequências, com a obtenção de picos progressivamente mais elevados com o incremento da carga externa, o que não ocorreu na posição sentada.

Como resultado da forte influência do *input* muscular no controlo cardiovascular em intensidades moderadas-altas (O'Leary, 1996), pode-se especular que os mecanismos barorreceptores, e conseqüentemente a modelação da FC a 0,1 Hz, poderão ter sido modificados distintamente nas duas situações (Perini & Veiscteinas, 2003).

Uma redução do fluxo sanguíneo e da vasodilatação nos músculos do membro inferior, foi descrita por Folkow et al. (1971; cit by Perini & Veiscteinas, 2003), para esforços na posição horizontal, quando comparados com esforços de igual intensidade, na posição sentada.

A influência das aferências musculares é corroborada quando se verifica uma redução total da DPE em exercícios de muito baixa intensidade, em ambas as posições. No entanto, esta redução ocorreu ainda que a FC tenha aumentado significativamente na posição supinada e se tenha mantido inalterada na posição sentada (Perini & Veiscteinas, 2003).

Não encontramos, na literatura da especialidade nenhuma referência específica ao comportamento da VFC em esforço de nado, no entanto, com base no conhecimento da resposta ventilatória em esforço de nado, é possível teorizar quanto à resposta esperada

Na água, o efeito da gravidade é de certa medida reduzido, sendo esta vantagem contrariada pela maior resistência ao avanço do corpo. A imersão do corpo dificulta

tanto a inspiração como a expiração, particularmente esta última, uma vez que é realizada contra a resistência da água (Gomes Pereira, 1992).

Apesar de tenderem a apresentar uma ventilação mais superficial que em outras modalidades, por não utilizarem a capacidade de reserva expiratória de igual modo que o fazem no meio aéreo, os nadadores apresentam uma maior participação do volume de reserva inspiratória (o que não sucede em meio aéreo) conseguindo assim incrementar o volume corrente durante o nado. Holmer et al. (1974), defendem que durante o esforço máximo o volume corrente é idêntico ao do exercício máximo de corrida, enquanto a frequência respiratória, aparentemente determinada pela técnica de nado e frequência de braçadas, é de valor inferior.

Ao ser determinada pela técnica de nado, a resposta ventilatória carece da habitual hiperventilação que caracteriza os esforços máximos progressivos, que possui um importante significado fisiológico, uma vez que o LV é definido pelo momento em que se verifica um incremento ventilatório sem aumento concomitante das necessidades metabólicas em oxigénio. Segundo Gomes Pereira (1992) a inexistência de uma fase taquipneica em nado, parece justificar a dificuldade verificada na determinação do LV em testes de nado.

Para além disso, a utilização de padrões respiratórios controlados (como por exemplo a respiração bilateral) tem como efeito uma redução da FC (West et al., 2005), por influência da redução da frequência respiratória o que, mercê da relação já descrita entre ventilação e VFC poderá influenciar a resposta desta última, quando em comparação com outros tipos de esforços, não realizados em meio aquático.

2.7. Limiares de lactato – terminologia e metodologias de avaliação

A acumulação de lactato no sangue, durante o esforço progressivo é, porventura o indicador mais utilizado na NPD, para avaliar os efeitos de treino, para definir intensidades de treino e para prever a prestação desportiva.

À luz do conhecimento actual, os limiares definidos através da curva de lactato apresentam-se extremamente correlacionados com o desempenho em actividades de *endurance*, assumindo-se que estes parâmetros serão melhores indicadores de performance do que o VO_2 máx (Bishop et al., 1998; Bourdon, 2000).

O conceito introduzido por Wasserman et al., em 1964 (cit. by Mader & Heck, 1986), de que existe um ponto que determina a transição entre o esforço exclusivamente aeróbio, para um esforço de carácter misto aeróbio-anaeróbio, a que denominaram de Limiar Anaeróbio (**LA**), tem sido, ao longo dos últimos 50 anos, alvo de grande controvérsia, quer na explicação dos mecanismos responsáveis pela ocorrência deste fenómeno, quer na definição das metodologias mais adequadas para a sua determinação.

A panóplia terminológica que tem sido utilizada ao longo dos anos para denominar fenómenos semelhantes, tem contribuído para a discussão sobre esta temática (cf. Tabela 2).

Tabela 2 – Classificação de diversas terminologias encontradas na literatura, para definir alterações específicas na resposta da lactatemia ao esforço. (Adaptado de Billat, 1996)

| Lactatemia (mmol/L) | Definição e designação | Autor |
|---------------------|--|--|
| Valor basal + 1 | <i>Onset of plasma lactate accumulation</i> (OPLA): O VO_2 observado durante o exercício progressivo, com uma lactatemia 1mmol/L superior ao valor basal de lactato no sangue. | Farrel et al. (1979) |
| 2.2 | <i>Maximal steady- state</i> (Estado Estacionário Máximo): o VO_2 , frequência cardíaca e/ou velocidade correspondente a um nível plasmático de lactato de 2.2 mmol/L. | Londeree & Ames (1975); Lafontaine et al. (1981) |
| 2.5 | <i>Lactate Threshold</i> (Limiar Láctico): a intensidade de exercício que promove uma lactatemia de 2,5 mmol/L, após 10 min. de esforço. | Hagberg & Coyle (1983) |
| 4 | <i>Anaerobic Threshold</i> (Limiar Anaeróbio): O VO_2 ou velocidade a que associada a uma concentração de lactato sanguíneo de 4 mmol/L. | Kinderman et al. (1979); Heck et al. (1985) |
| 4 | <i>Onset of Blood Lactate Accumulation</i> (OBLA): Início da acumulação de lactato sanguíneo. | Sjodin & Jacobs (1981) |
| 2 – 7 | <i>Individual Anaerobic Threshold</i> (Limiar Anaeróbio Individual): taxa metabólica correspondente a um incremento máximo do lactato sanguíneo, igual à taxa de difusão de lactato no músculo em exercício. | Stegmann et al. (1981) |
| 3.5 – 5 | <i>Lactate Threshold</i> (Limiar Láctico): o ponto de início de uma acumulação acelerada de lactato, por volta dos 4 mmol/L, e expressa em % VO_{2max} . | Aunola & Rusko (1984) |
| 2.2 – 6.8 | <i>Maximal steady-state of blood lactate level</i> (Estado estacionário máximo para o lactato): A intensidade de exercício que produz o mais elevado estado estacionário dos níveis sanguíneos de lactato. | Billat et al. (1994) |

Apesar do conceito de LA se apresentar de certa forma utópico em relação aos processos fisiológicos inerentes, e de poder ser determinado quer através do recurso a parâmetros de natureza ventilatória, quer, de forma mais invasiva, através das concentrações sanguíneas de lactato, é indiscutível a sua importância enquanto elemento nuclear na prescrição do treino em modalidades de *endurance*.

Para Rasoilo (2001), atendendo ao método adoptado para a determinação do LA, é possível diferenciar entre LL e limiar ventilatório (LV) do seguinte modo:

- Limiar láctico – taxa de consumo de oxigénio (VO_2) acima da qual o aumento da produção celular de lactato é observado, a partir do aumento da concentração de lactato no sangue circulante.
- Limiar ventilatório – o VO_2 acima do qual é possível observar uma diminuição da concentração do ião bicarbonato no sangue circulante e um aumento da produção de CO_2 superior ao que seria de esperar apenas do metabolismo aeróbio.

Independentemente da terminologia adoptada, assume-se genericamente a existência de duas descontinuidades na curva de acumulação de lactato, com significados fisiológicos distintos.

Para evitar qualquer dúvida na interpretação conceptual deste trabalho, realizaremos de seguida uma breve apresentação dos conceitos definidos por Rasoilo (2001), que nos serviram de base.

De acordo com o autor, o LL corresponde à intensidade de esforço a partir da qual a lactatemia se afasta dos valores de repouso, iniciando-se a fase de tamponamento.

À intensidade de esforço a partir da qual deixa de ser possível manter o equilíbrio entre produção e remoção de lactato, qualquer que seja o valor máximo individual de lactatemia neste limite de equilíbrio, o autor denominou de estado estacionário máximo para o lactato (**EEML**).

Para Olbrecht (2007), na NPD o único limiar metabólico que pode ser considerado como referência de confiança para o rendimento em modalidades de resistência é o EEML, o qual representa “a velocidade de nado mais elevada passível de ser mantida por mais de 20min, com uma concentração constante de lactato”.

O EEML pode ser definido como a mais alta intensidade de esforço possível de se atingir sem acarretar um marcado incremento na concentração sanguínea de lactato (Billat et al., 1994; Hoogeveen & Schep, 1997), detectado através de um brusco aumento da libertação de CO₂, resultante do rápido tamponamento do ácido láctico pelo ião bicarbonato, a nível muscular (Meyers & Ashley, 1997). Este aumento da libertação do CO₂ resulta num incremento da PCO₂ e, conseqüentemente diminuição do pH, o que irá solicitar um acréscimo da resposta ventilatória, desproporcionalmente elevada tendo em conta as necessidades de oxigénio do organismo em esforço.

É com base nestes pressupostos que assenta a teoria de que o LL e o LV são duas expressões do mesmo fenómeno fisiológico (Wasserman, 1984, cit. by Weltman, 1994; Meyers & Ashley, 1997), verificando-se a existência, tal como para a cinética do lactato, de dois limiares com significados fisiológicos distintos.

2.7.1. Testes para a determinação dos limiares de lactato em NPD

Actualmente existem diversos métodos descritos na literatura, para determinar o LL. Independentemente de qual é utilizado, todos se baseiam no pressuposto de que existe uma velocidade de treino, a partir da qual se verifica uma quebra do equilíbrio fisiológico em esforço, sendo que a partir deste momento a participação anaeróbia no processo metabólico começa a ser preponderante.

Como referem Williams & Armstrong (1991), a medição dos limiares de lactato é específica do protocolo de exercício utilizado, dos critérios seleccionados para apresentar o LL e da metodologia de análise aplicada.

2.7.1.2. Concentrações fixas de lactato sanguíneo

A utilização de valores fixos como forma de representar o LL remonta as décadas de 70 e 80, e baseava-se na crença de que um valor de lactatemia de 4 mmol/L representava o LL. A investigação da época provou que a maioria dos atletas conseguiria manter uma velocidade de treino passível de produzir um nível de lactato sanguíneo de 4mmol/L, durante aproximadamente 30 min. (Maglisho, 2003), tendo Olbrecht e colegas (1985) observado, em nadadores de elite, a estabilização da lactatemia durante séries de 100, 200 e 400m em velocidades próximas de V4.

Simultaneamente, outras propostas de utilização de concentrações fixas de lactato como referência para o LL têm vindo a ser utilizadas ao longo dos anos, nomeadamente 2,0 mmol/L (Kindermann et al., 1979); 2,5 mmol/L (Foster et al., 1995) ou 3,0 mmol/L (Borsh et al., 1993).

Actualmente sabe-se que os valores de lactatemia na ordem dos 4 mmol/L tendem, na maioria dos atletas de *endurance*, a sobrestimar o valor do LL. Simultaneamente, um valor fixo de lactatemia não corresponde à mesma relação entre os metabolismos aeróbio e anaeróbio para todos os atletas. Mader e Heck (1986), num estudo em tapete rolante, identificaram uma variação inter-individual do EEML de amplitude entre 3.05 e 5.50 mmol/L.

Stegman et al. (1981) comprovaram que o estado de treino influencia o valor do LL, indicando valores inferiores a 4mmol/L para atletas de fundo e superiores para pessoas sedentárias.

Segundo Maglisho (2003), se compararmos um nadador de “velocidade” (50 e 100m) e um fundista, verificaremos que o fundista possui velocidades de nado mais elevadas para o mesmo valor lactatemia, no entanto, o *sprinter* possuirá um pico de lactatemia mais elevado que um fundista. Desta forma, um valor de 4 mmol/L situar-se-á acima do limiar anaeróbio individual (**LA_i**) do fundista, enquanto para o *sprinter* já representará um valor mais aproximado do real.

2.7.1.3.Limiars de lactato individualizados

Stegmann et al. (1981) descreveu grandes variações inter-individuais no que se refere às concentrações de lactato sanguíneo em situação de “steady-state”. Com base neste pressuposto, em conjugação com argumentos relativos à difusão do lactato para o sangue, propuseram um conceito de individualização das determinações do LA. Posteriormente, outros lhe seguiram os passos, existindo actualmente um conjunto de metodologias diferenciadas com vista à determinação deste indicador fisiológico

Transformações logarítmicas, métodos tangenciais, taxas de acumulação metabólica, e inclusivamente, determinações subjectivas, têm sido adoptadas ao longo dos anos enquanto metodologias para definir o limiares de lactato (Bourdon, 2000).

Bishop et al. (1998), compararam a relação entre os valores de LL definido através de seis métodos distintos, com a capacidade de *performance* dos sujeitos num teste de 1 hora em cicloergómetro. Verificaram que a utilização de métodos de estimação do LL tendo por base lactatemias correspondentes a incrementos de 1 mmol/L acima dos valores de repouso, apesar de bastante correlacionadas com a *performance* no teste em questão, apresentavam índices de correlação inferiores aos demonstrados por outros métodos. No entanto, são vários os relatos na literatura que demonstram uma relação muito significativa entre o LL definido segundo este método e o desempenho em provas de *endurance*.

Pfitzinger & Freedson (1998) obtiveram correlações de 0,96 e 0,97 entre velocidades correspondentes a um aumento do lactato sanguíneo de 1,0 mmol/L sobre o ponto em que se verificava um incremento da lactatemia, acima dos valores de repouso, e velocidades correspondentes a outros métodos para localizar o LL. Quando utilizado um valor de 1,0 mmol/L acima da concentração de repouso, os coeficientes de correlação variaram ente 0,90 e 0,96.

Roecker et al. (1998) identificaram correlações de 0,88 e 0,91 entre o LL definido pelo ponto correspondente a 1,5 mmol/L acima do início da acumulação, e desempenhos em corridas de 1500 e 5000m respectivamente.

Segundo Maglisho (2003), o método mais simples para determinar o LL por intersecção é através da localização da velocidade na qual a taxa de incremento da curva lactatemia-velocidade dilata, alterando-se de um traçado curvilíneo para um traçado linear.

Este método, designado de “v-slope” (Beaver et al., 1985), consiste na intersecção de duas rectas, uma (horizontal) correspondente ao declive das primeiras recolhas, e uma segunda (vertical) relativa aos valores de lactatemia superiores ao ponto de inflexão (LT). A intersecção de ambas as rectas vai-nos indicar qual o valor de lactato correspondente ao LL, bem como a velocidade de nado em que este é atingido (cf. Figura 6).

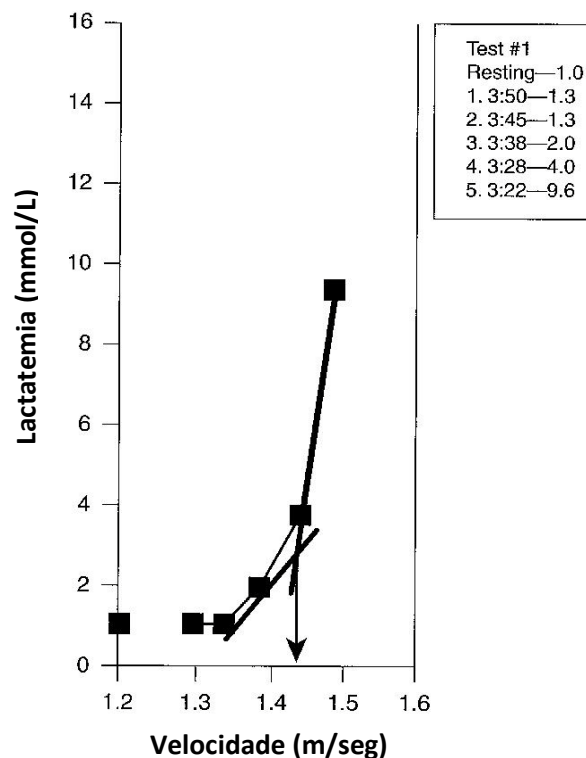


Figura 6 – Exemplo de determinação do LL através de método “v-slope”. Adaptado de Maglisho, 2003.

A aplicação de uma transformação logarítmica (**Log-log**) aos valores de lactato e de velocidade, previamente à aplicação da técnica anterior, na tentativa de ganhar uma melhor estimativa LL foi proposta por Lundberg e colegas (1986).

Um terceiro método de intersecção, desenvolvido por Cheng et al. (1992), consiste na definição de uma recta entre o primeiro e último valor de lactato. Uma linha é então gizada entre o centro da recta e o ponto mais distante na porção curvilínea da curva lactatemia-velocidade, sendo que esta intersecção corresponde ao valor do LL. Este procedimento, denominado de método *D-máx* é, para muitos, mais exacto que o anterior, visto que utiliza toda a extensão da curva de lactato (cf. Figura 7). Uma modificação deste método tem sido empregada em nadadores australianos, na qual apenas se consideram os valores após a elevação da lactatemia acima dos valores de repouso (Bishop et al. 1998), pretendendo assim ser ainda mais exacto que o método anterior, por apenas considerar os pontos da curva lactatemia-velocidade em que se verifica uma elevação dos valores de lactato sanguíneo (Maglisho, 2003).

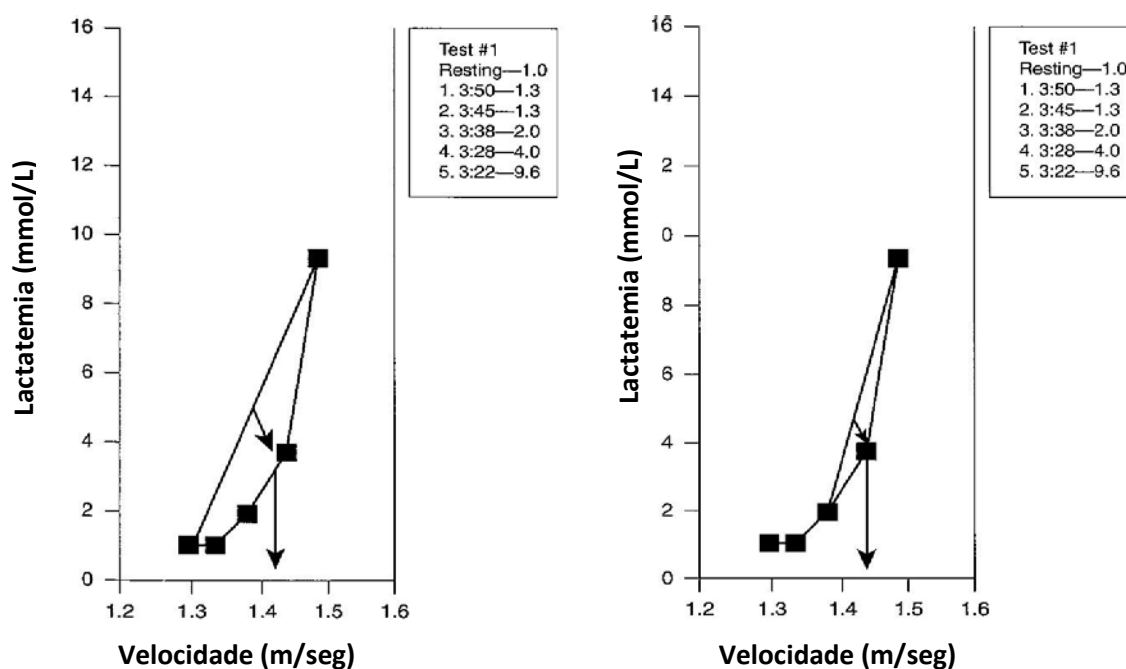


Figura 7 - Exemplos de determinação do LL através do método *D-max* (esquerda) e *D-max* modificado (direita). Adaptado de Maglisho, 2003.

Existem ainda outros métodos, como é o caso do método tangencial, desenvolvido por Steagmann e colegas (1981), no qual o LA_i é definido pela tangente à curva de

acumulação de lactato, tendo esta tangente origem no ponto em que a lactatemia pós-esforço (recuperação) iguala a lactatemia máxima registada em esforço (cf. Figura8). No entanto, este tipo de determinações apresenta limitações, uma vez que os valores estarão sempre dependentes da cinética da recuperação.

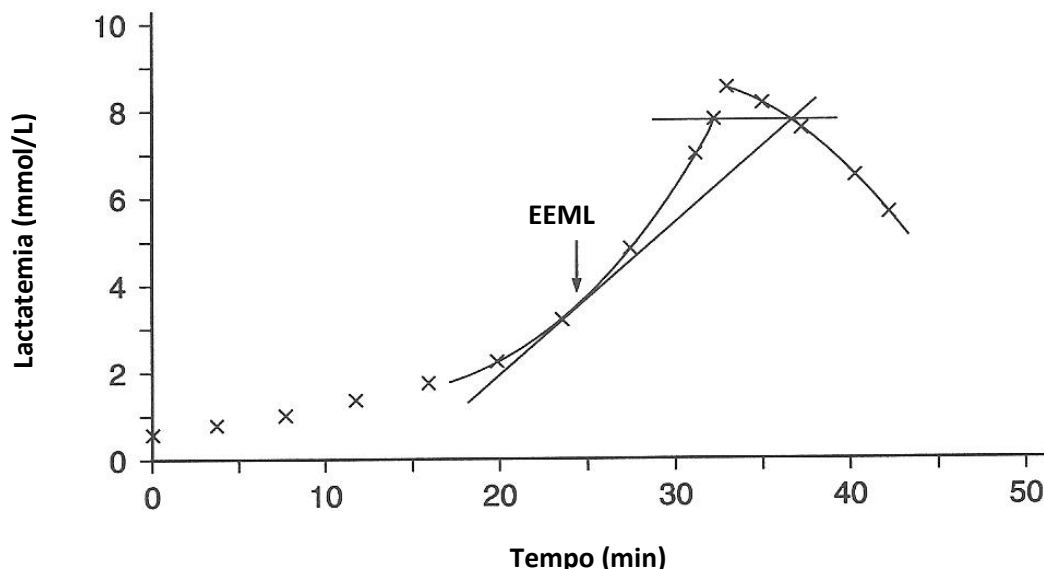


Figura 8 – Determinação do EEML através de método tangencial. Adaptado de Weltman (1995).

2.8. Estimação dos limiares de lactato através da VFC

Ao longo da última década, denotou-se um interesse crescente pela possibilidade de utilização da VFC para determinação dos limiares fisiológicos. Apesar de ainda não muito vasto, existe já um corpo de estudos sobre a temática. A maioria destes estudos focaliza a sua atenção na determinação dos respectivos limiares em contraposição com os limiares identificados através de métodos ventilatórios (Anosov et al., 2000; Blain et al., 2005; Buchheit et al., 2007; Cottin et al., 2004, 2005, 2006, 2007; Merati et al.,

2004;). Esta escolha prende-se com a existência da relação já descrita entre ventilação e a VFC (ASR), através da qual se verifica uma modelação da actividade do nódulo sinoauricular por acção de um conjunto de mecanismos de origem quimio-mecano-neural (cf. ponto 2.4).

As tentativas de produzir o mesmo tipo de associações tendo como comparação medidas obtidas através da medição dos níveis de lactato sanguíneo, têm sido mais esparsas. A relação entre os dois fenómenos (VFC e LL) não é tão directa quanto a anterior. No entanto, já foi referido neste trabalho que, a diminuição do pH sanguíneo (e do pH do fluido céfalo-raquidiano) e o incremento da PCO_2 estimulam o centro de controlo automático da respiração, incrementando a FR.

À luz do conhecimento actual, será legítimo considerar que é possível, através da análise da VFC realizar uma estimação do LL, em virtude das alterações ventilatórias que se produzem perto do mesmo, e que representam o primeiro limiar ventilatório (LV_1).

É com base nesta ideia que Gretebeck et al. (2004) e Karapetian et al. (2008) tentaram verificar a aplicabilidade da VFC como meio indirecto para a determinação do LL. Nestes estudos realizados em cicloergómetro, não foram encontradas diferenças significativas entre a ocorrência entre o primeiro limiar de VFC ($LVFC_1$) e LL, sugerindo que a determinação do $LVFC_1$ se poderá apresentar como meio alternativo válido, para a estimação do LL, em indivíduos saudáveis. Simultaneamente, constatou-se que a diferença média entre os VO_2 correspondentes a $LVFC_1$ e LL era de 0,06 L/min no estudo de Gretebeck et al. (2004) e de 1,40 L/min no de Karapetian et al. (2008). Em ambos os estudos o $LVFC_1$ foi determinado através de uma descrição da VFC, com base num processamento no domínio temporal do sinal ECG, tendo sido definidos como

parâmetros representativos o desvio padrão da média de todos os intervalos RR normais (**SDNN**) e a diferença quadrática média entre intervalos RR (**MRSSD**).

Durante a nossa pesquisa bibliográfica não nos foi possível identificar qualquer estudo que tentasse verificar a associação entre EEML e o segundo limiar de VFC (**LVFC₂**).

Merati et al. (2004) constataram, numa amostra com indivíduos de diferentes níveis de aptidão física, que o **LVFC₂**, definido por determinação visual do comportamento do produto entre FR e HF/LF em função de t, não apresentava um erro superior a 5% em relação ao **VO₂** correspondente ao **LV₂**, o que se traduziu numa diferença média de 105 ml/min.

Blain e colegas (2005) por seu lado, utilizando HF (que apresentou um $r = 0.96$, para $p < 0.01$, quando comparado com a FR) para definir **LVFC₁** e **LVFC₂**, obtiveram um coeficiente de associação (r) entre ambos os **LVFC** e **LV₁** e **LV₂** superior a 0.95, em ambos os casos. No entanto, a determinação visual de **LVFC₁** através deste método mostrou-se impossível em 19% dos indivíduos estudados, levantando algumas dúvidas quanto à sua fiabilidade.

Em alternativa à utilização de HF para descrever o comportamento da VFC, Cottin, Lepêtre et al. (2006) e Cottin, Médigue et al. (2007) propuseram a utilização do produto entre HF e o pico de frequência de HF ($\dot{A}HF$) para definir VFC. Com a definição deste novo parâmetro ($\dot{A}HF.HF$) os autores conseguiram visualizar mais facilmente o **LVFC₁**. Em ambos os estudos, realizados com jogadores de futebol profissionais (Cottin, Médigue et al., 2007) e ciclistas treinados (Cottin, Lepêtre et al., 2006), verificaram-se grandes associações lineares entre **LVFC₁** e **LV₁** ($r=0.97$ em ambos os casos) e entre **LVFC₂** e **LV₂** ($r=0.98$ também em ambos os estudos). O recurso a diagramas de Bland-

Altman (Bland & Altman, 1986) permitiu constatar, no estudo de Cottin, Médigue et al. (2007), que o $LVFC_1$ tende a sobrestimar ligeiramente LV_1 .

Todos estes estudos recorreram à definição da VFC através do processamento do sinal ECG no domínio das frequências.

III. METODOLOGIA

3.1. Definição do Problema

O propósito deste estudo passa pela verificação da validade da utilização dos limiares definidos através da análise da VFC, enquanto método alternativo para a determinação do LL, em esforço de nado.

3.2. Limitações

O facto de a medição da VFC se realizar mediante recurso a um cardiofrequencímetro e não a um ECG. Apesar de se considerar que o instrumento a utilizar apresenta precisão ECG, num estudo anterior (Cottin et al., 2007) verificou-se uma perda amostral de 6 indivíduos em 18, em virtude de excesso de ruído nos registos das variações RR recolhidos.

De acordo com o site do fabricante, a medição de FC em meio aquático está potencialmente sujeita a três tipos de interferência:

- A água com elevados níveis de cloro é altamente condutora, podendo ocorrer curto-circuito dos eléctrodos do transmissor, impedindo que os sinais ECG sejam correctamente lidos pelo receptor;
- O nado a velocidades mais elevadas poderá, em função, da actividade muscular intensa, levar a que o transmissor se desloque para uma posição em que o sinal ECG não possa ser detectado.

- A força do sinal ECG é individual, podendo variar de acordo com a composição corporal do sujeito, ainda assim parecem existir mais alterações ao sinal ECG na água, do que em terra.

Para minimizar estas potenciais fontes de erro, foi realizado o controlo dos níveis de cloro na piscina, previamente ao início do teste, para despistar eventuais alterações à condutividade da água. Para certificar o correcto posicionamento da banda transmissora durante todo o teste, esta foi fixada com “tape”. Simultaneamente, todos os nadadores utilizaram fato durante o teste.

3.3. Hipóteses

Os estudos nos quais se procura realizar determinação do valor do LL, têm como resultado final a determinação de uma intensidade de esforço, a partir da qual se denota um conjunto marcado de alterações biofisiológicas, cuja definição apresenta uma elevada importância ao nível do controlo do treino.

A observação dos limiares fisiológicos deverá permitir-nos encontrar, para velocidades de nado semelhantes, alterações quer na cinética da curva de lactato, quer no espectro de frequências da VFC.

Assim, baseados no objectivo geral definido para este estudo, foi estabelecida a seguinte hipótese de estudo:

H1 – O LL e o LVFC verificam-se à mesma velocidade de nado.

Foram identificadas as seguintes variáveis:

- Variável independente
 - **Velocidade de nado (v)**, definida pelo quociente entre distância (250m) e tempo necessário para percorrer esse percurso em cada um dos patamares do teste..

- Variáveis dependentes

a) Variáveis de Lactatemia

Limiar Láctico definido através do método Dmax (**Dmax**)

Limiar Láctico definido através do método “v-slope” (**LT**)

Limiar Láctico definido por através do método “v-slope” com transformação logarítmica dos dados de lactatemia (**Log-log**)

b) Variáveis de Variabilidade de Frequência Cardíaca

Desvio-padrão da média de todos os intervalos RR normais (**SDNN**)

Valor quadrático médio (*root mean square*) das diferenças entre intervalos RR normais adjacentes (**RMSSD**)

Produto do pico de altas frequências pelo valor médio da banda de altas frequências (**fHF.HF**)

Desvio padrão dos intervalos RR instantâneos, obtido através do diagrama de Poincaré (**SD1**)

Após a recolha destes dados, realizou-se a determinação dos diferentes limiares, o que permitiu, *à posteriori* estudar o grau de associação entre os limiares definidos através da lactatemia e aqueles definidos através dos dados de VFC.

3.4. Amostra

A amostra consistiu de 8 jovens nadadores do sexo masculino (idade: $15,74 \pm 0,76$; peso: $59,88 \pm 7,02$ kg; altura: $176 \pm 5,86$), dos escalões Juvenil e Júnior, que tiveram presença em campeonatos nacionais durante o último ano.

3.5. Condições de realização

3.5.1. Local

Os testes decorrerão em piscina de 25 metros, devendo a temperatura da água se apresentar compatível com a prática de natação de competição ($25-27$ °C).

3.5.2. Rotina de aquecimento

A rotina de aquecimento, englobando um conjunto de tarefas que foram consideradas como não passíveis de comprometer os resultados do teste posterior, consistiu de:

- 1) 600L + 200 av
- 2) 2 x 50L a v equivalente ao primeiro patamar do teste.

Com este aquecimento pretendeu-se dar ao nadador uma noção do ritmo de nado necessário para o cumprimento do primeiro patamar do teste à v prevista.

Entre o final do aquecimento e o início do teste deverá ser cumprido um intervalo de 5 minutos, durante os quais foram reforçados aos sujeitos do estudo alguns pormenores relativos ao protocolo do teste a realizar.

3.5.3. Protocolo de teste

A avaliação de cada nadador foi efectuada através da adaptação do protocolo proposto por Pyne et al. (2001), segundo o qual cada nadador deverá realizar sete séries de 200 metros “crawl”. As intensidades de cada série são obtidas a partir da melhor marca do nadador na distância, à qual são somados trinta segundos na primeira série, retirando-se um diferencial de cinco segundos a cada série. Entre o início de cada série e o início da série precedente deverá verificar-se um intervalo de 5 minutos, isto é, a cada cinco minutos iniciar-se-á uma série de intensidade superior. A última série corresponderá ao melhor registo mais cinco segundos, o que, por não se tratar de uma situação de competição deverá corresponder à velocidade máxima de nado para a distância.

Uma vez que o objectivo do nosso estudo se prende mais com a definição dos LVFC através do registo ECG, apresenta-se fundamental a existência de um período relativamente alargado, no qual se verifique uma estacionaridade do sinal que melhore assim a fiabilidade dos resultados obtidos, através das técnicas de análise no domínio das frequências (FFT e AR), daí que se tenha optado pela realização de patamares de esforço com a dimensão de 250m.

A existência de intervalos de 5 minutos entre patamares também poderia influenciar a resposta da FC ao esforço, permitindo que esta se reduzisse bastante durante o intervalo e condicionando assim a resposta durante o esforço posterior. Pretendia-se pois que o

intervalo entre patamares fosse o mais reduzido possível, ou seja, apenas o mínimo necessário para a recolha das microamostras de sangue para análise da lactatemia. Desta forma os intervalos entre patamares foram reduzidos para 30s em vez dos originais 5 minutos.

Assim, foi adoptado um teste de 6 patamares de 250m, realizados a velocidades crescentes correspondentes a 60%, 65%, 70%, 75%, 80% e 100% da velocidade correspondente ao melhor tempo em competição obtido na prova dos 200L (v_{200}). O intervalo entre patamares foi de 30s e todas as partidas foram realizadas dentro de água, sendo todos os tempos obtidos através de cronometragem manual. Para assegurar o cumprimento das intensidades de nado sub-máximas, os nadadores receberam informação sobre o tempo realizado nos primeiros 50m e novamente após os 100m, caso a velocidade de nado prevista não estivesse a ser cumprida.

Antes do inicio de cada teste todos os nadadores foram lembrados acerca da velocidade de cada repetição e da necessidade de manter a mesma velocidade ao longo de cada 250m.

Para verificar a validade deste protocolo foi realizado um pré teste com dois nadadores, que em dois dias consecutivos realizaram o teste com vista a verificar a reprodutibilidade dos resultados. Durante cada teste foram recolhidas microamostras de sangue após cada patamar, com vista à determinação do Limiar Láctico, através de três técnicas distintas, tal como aconteceu durante o estudo propriamente dito.

Os resultados obtidos (cf. anexo A) demonstram a validade e reprodutibilidade do protocolo adoptado uma vez que as diferenças encontradas nos LL, definidos através das três técnicas são inferiores a 3% (cf. ponto 3.5.4.1)

3.5.4. Instrumentos e procedimentos de recolha

3.5.4.1. Lactatemia

Para recolha dos valores de lactatemia foi utilizado um analisador de lactato portátil Arkray Lactate Pro LT-1710 (*Arkray Inc., Kyoto, Japan*), devidamente calibrado previamente a cada sessão de teste e sempre que se utilizou uma nova caixa de fitas de teste, conforme recomendação do fabricante. O princípio de medida deste aparelho é a determinação de lactato sanguíneo por reacção enzimática.

O coeficiente de variação das medidas recolhidas por este instrumento é de 3% (referência do fabricante), sobretudo para valores entre 2 e 10 mmol/L.

Os estudos de Pyne et al. (2000) e McNaughton et al. (2001) demonstraram a precisão, fiabilidade e versatilidade do Arkray Lactate Pro, quando comparado com outros analisadores de lactato portáteis e de laboratório.

A operação de recolha de microamostras sanguíneas foi efectuada de acordo com as recomendações da OMS para o manuseamento de amostras de sangue, tendo sido sempre utilizadas luvas cirúrgicas.

Por uma questão de facilidade de acesso, as recolhas das microamostas foi efectuada na(s) polpa(s) dos dedos das mãos

Utilizaram-se lancetas Unistik® 2 Extra (*Owen Munford, Oxford, UK*) para puncionar os dedos e fitas Arkray Pro Test Strip para recolher o sangue.

Respeitou-se o princípio da recolha de microamostras sanguíneas sempre no mesmo compartimento vascular, de forma a evitar erros de análise induzidos pela variação da lactatemia em função do local de recolha (Gomes Pereira, 1992).

A definição do LL foi efectuada através do programa Lactate-E (*National University of Ireland, Galway, Irlanda*) que forneceu os valores de LL através dos métodos D-Max, LT e log-log, para cada um dos nadadores.

3.5.4.2. VFC

O registo dos intervalos RR foi efectuada através do uso de cardiofrequencímetro Polar® série S810 (*Polar Electro Oy, Kempele, Finlândia*), com uma frequência amostral do sinal ECG de 1000 Hz.

A fiabilidade de medição da VFC através do S810 foi comprovada por Nunan et al. (2007).

O processamento do sinal ECG foi realizado em primeira instância com o recurso ao software que acompanha o cardiofrequencímetro, Polar ProTrainer® (*Polar Electro Oy, Kempele, Finlândia*), para transferência dos dados do aparelho de recolha para o computador e transformação dos mesmos num formato que fosse possível ler através do programa Kubios HRV 2.0 (*Biosignal Analysis and Medical Imaging Group, Kuopio, Finlândia*) no qual foi processado o sinal ECG para obtenção das variáveis referentes à VFC.

De forma a garantir uma maior estabilidade dos intervalos RR estudados só foram sujeitos a análise os últimos dois minutos de cada patamar de esforço, independentemente da duração de cada um destes.

Previamente à análise do traçado ECG foi realizada uma observação do mesmo, com o objectivo de identificar e eliminar eventuais batimentos ectópicos. Quando estes foram

identificados foi efectuada uma limpeza digital dos mesmos através do software utilizado.

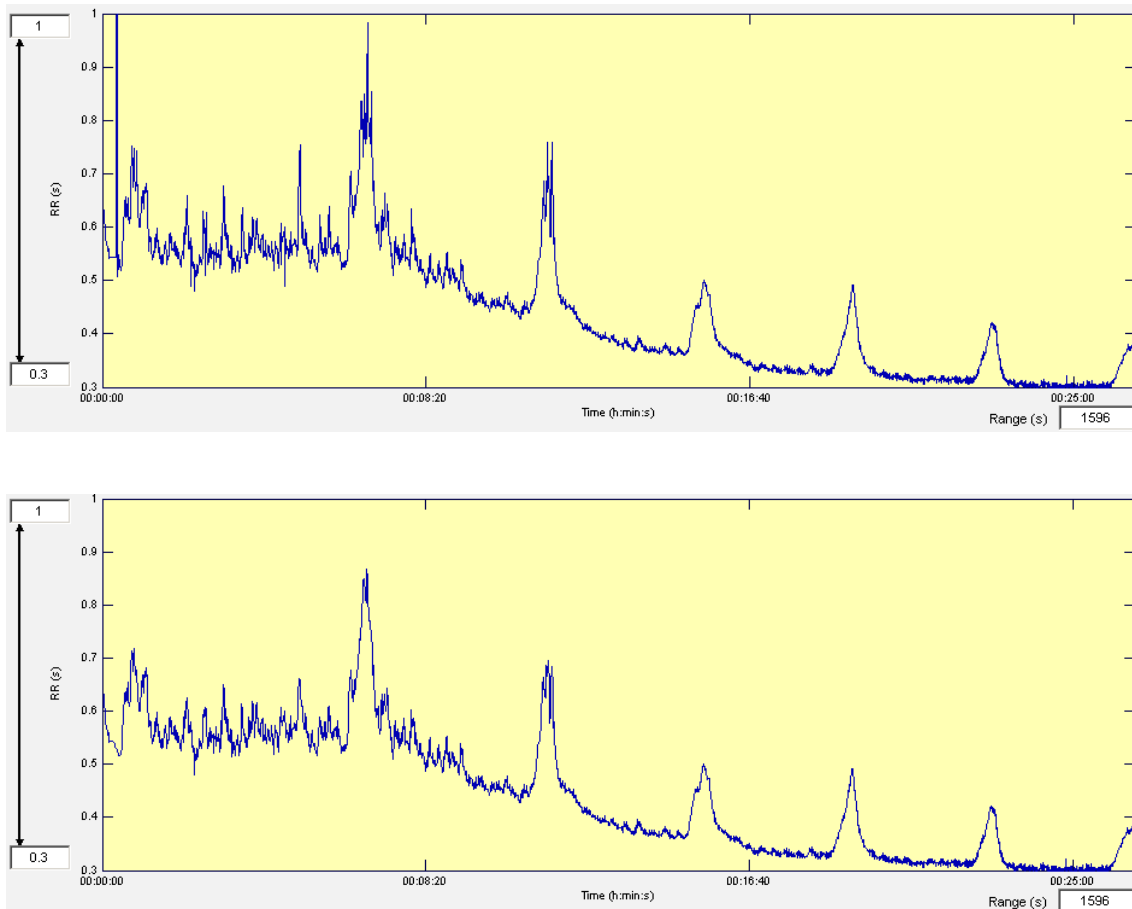


Figura 9 – Remoção digital de artefactos presentes no traçado RR em bruto, através do software Kubios HRV 2.0. Em cima, traçado RR em bruto. Em baixo, traçado RR após correcção.

A análise dos dados de VFC no domínio das frequências foi realizada com recurso à modelação Auto-regressiva (AR).

No domínio temporal foram escolhidas as variáveis SDNN e RMSSD, enquanto que a variável SD1 foi utilizada para determinar a VFC através das suas propriedades não lineares

A determinação de LVFC através de cada um dos indicadores utilizados foi realizada por inspeção visual, tendo sido escolhido o ponto do traçado de evolução do

comportamento de cada um dos indicadores (SDNN, MRSSD, f_{HF} .HF e SD1) em função de v a partir se verificava uma estabilização ou ligeira subida dos mesmos. Este procedimento foi possível em todas as variáveis e em todos os sujeitos à exceção de SDNN, na qual não foi possível determinar o LVFC em um dos indivíduos da amostra, por não haver estabilização do traçado, com o incremento da intensidade de esforço.

3.5.5. Tratamento estatístico

Os sujeitos do estudo foram caracterizados com recurso a estatística descritiva.

No que se refere à determinação da validade dos LVFC, foi utilizado o teste t de amostras emparelhadas para comparar os valores médios dos limiares definidos através da lactatemia e através da VFC. Para os casos em que não se pôde empregar este teste, por incumprimento do pressuposto de normalidade da distribuição dos dados, recorreu-se ao teste não paramétrico do sinal, no sentido de avaliar a existência de diferenças em tendência central entre as variáveis.

Correlações de *Pearson* foram efectuadas para avaliar as relações de associação existentes entre os limiares definidos através dos diversos métodos em estudo. Simultaneamente, para verificar a concordância entre os métodos recorreu-se ao método Bland-Altman, apenas nos casos em que se provou anteriormente a existência de relações de associação com elevado nível de significância.

O nível de significância para os testes utilizados foi de $p < 0,05$.

O tratamento estatístico será operado através do software PASW Statistics 18.0 (*SPSS, Inc., Chicago, Il, USA*).

IV. APRESENTAÇÃO E DISCUSSÃO DOS RESULTADOS

4.1 Lactatemia

O protocolo utilizado previa a realização de esforço máxima progressiva, definida a partir da velocidade de nado correspondente a 60, 65, 70, 75, 80 e 100% v_{200} . As curvas de lactato estimadas por assentamento de uma linha de tendência polinomial de ordem 2 encontram-se presentes na Figura 10.

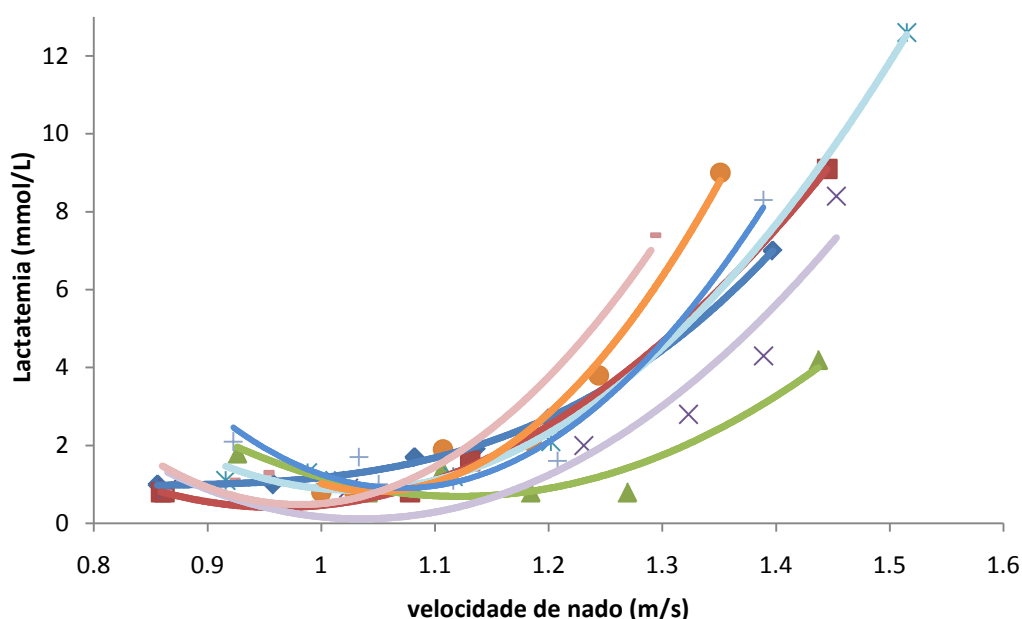


Figura 10 – Curvas da cinética de acumulação de lactato (em mmol/L) com a progressão da velocidade (em m/s), em esforço de nado para todos os nadadores que constituíram a amostra,

Após a definição das curvas de lactato para cada um dos nadadores, procedeu-se à estimação do LL, através dos três métodos escolhidos (D-Max, LT, log-log), tendo resultado nos valores de médios presentes na Tabela 3.

Tabela 3 – Médias e desvios padrões para a velocidade de nado (m/s) de ocorrência do Limiar láctico, determinado pelos métodos D-Max, “v-slope” (LT) e “v-slope” com transformação logarítmica (log-log), para a totalidade da amostra.

| D-Max | LT | log-log |
|-----------|-----------|-----------|
| 1.21±0.05 | 1.21±0.07 | 1.15±0.10 |

Da análise da tabela anterior, verificamos que em valores médios, tanto a aplicação do método D-max como o método LT apresentam resultados idênticos (1.21 m/s, o que em 100m corresponde a um tempo de aproximado de 1.22 minutos). Por seu lado a estimação do LL pelo recurso à transformação logarítmica (log-log) produziu um valor de velocidade de nado ligeiramente menor (1.15 m/s, o que em 100m resulta num tempo de 1.27 minutos). Esta diferença apesar de estatisticamente poder não ser significativa, poderá em termos de treino, representar um impacto um pouco distinto no organismo, especialmente se estes valores forem utilizados como referência para a prescrição de séries de treino, com vista ao desenvolvimento da capacidade aeróbia.

4.2. Variabilidade da Frequência Cardíaca

Tal como esperado, a limitação da análise dos dados aos últimos dois minutos de cada patamar levou a que esta incidisse num conjunto de dados mais estável do que se tivesse utilizado a totalidade dos intervalos RR presentes no patamar de esforço. Tal evento poderá ser visualizado através da figura 11.

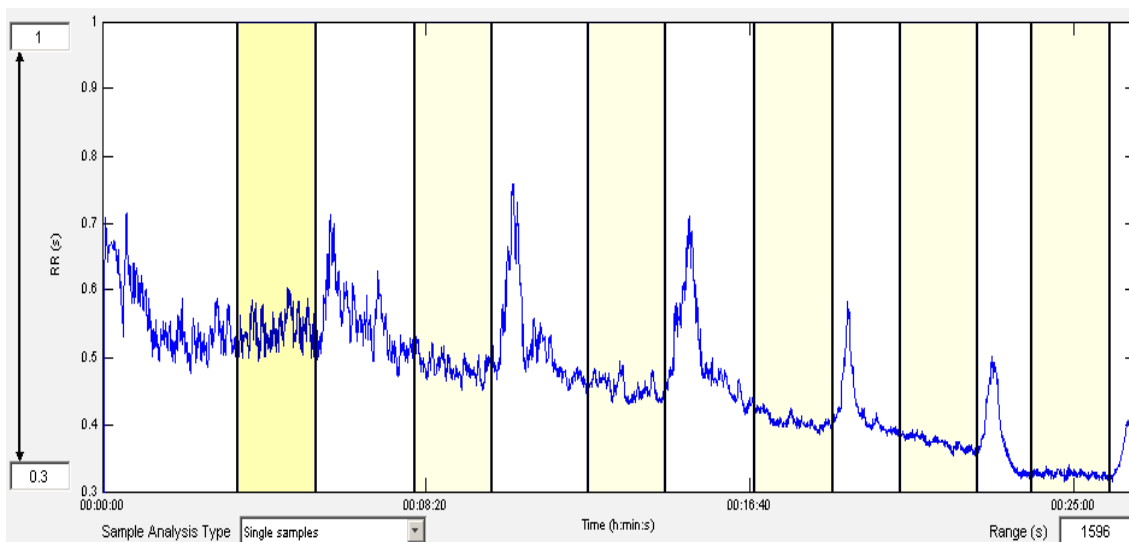


Figura 11 – Traçado de evolução dos intervalos RR (s) em função do tempo (t) durante a duração do teste. As zonas sombreadas representam os últimos dois minutos de cada patamar de esforço, cujos dados foram analisados neste estudo.

Na figura anterior observa-se claramente a existência de períodos de maior estabilidade do sinal, apesar da natureza fractal do mesmo, fundamentalmente nos intervalos coloridos, que representam os dois minutos de dados de cada um dos patamares que estão a ser analisados neste trabalho.

Após a computação dos indicadores de VFC a que recorreremos neste estudo, para cada um dos intervalos, obtivemos um traçado de progressão dos mesmos em função da intensidade do esforço (i.e. velocidade de nado).

Neste particular, registaram-se algumas dificuldades na determinação visual dos LVFC, em função da ocorrência de alguns traçados com um perfil diferente do esperado. Estes traçados surgiram em todas as variáveis de VFC analisadas. A título de exemplo, apresentamos de seguida dois traçados de indivíduos distintos que, para a mesma variável, apresentam perfis completamente distintos (cf. Figura 12).

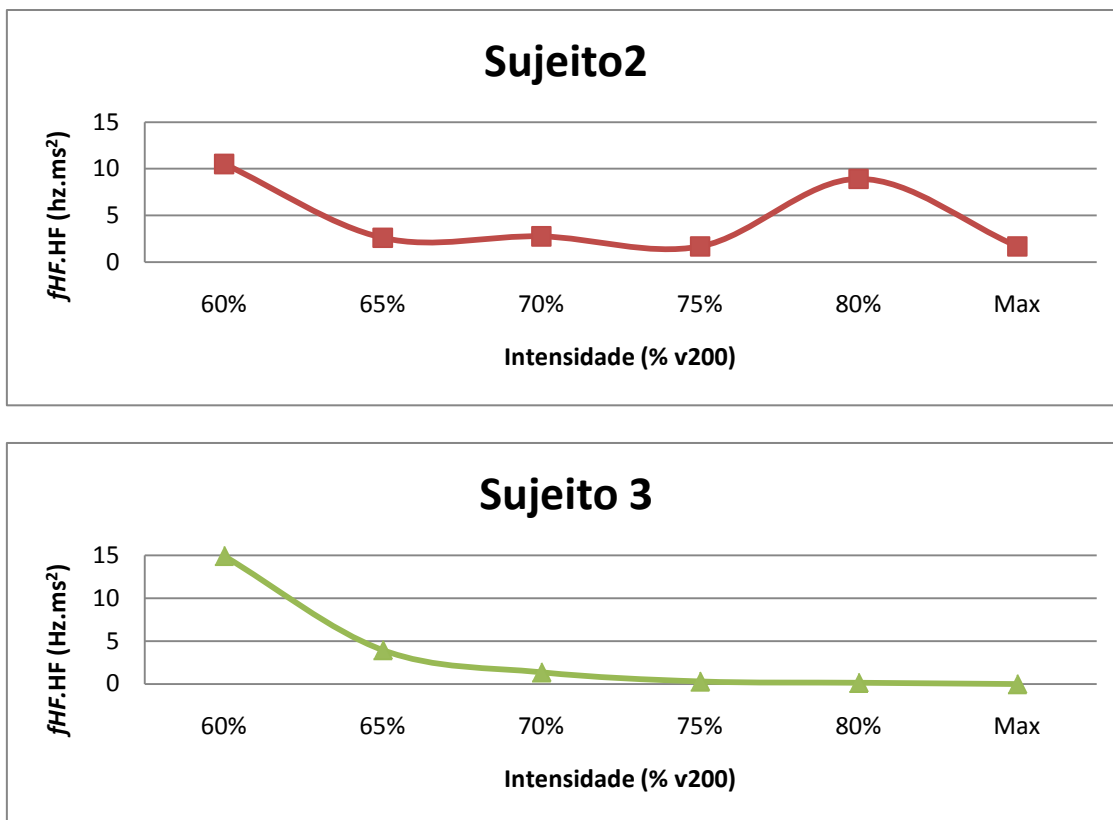


Figura 12 – Diferenças de traçado de $f_{HF.HF}$ (Hz.ms²) em função da intensidade de esforço (% v200) para dois dos sujeitos do estudo.

É claramente perceptível, a partir da análise dos gráficos 13-16, a existência de uma tendência de diminuição dos valores das diferentes variáveis durante os primeiros patamares de esforço. Esta disposição está de acordo com o descrito na literatura, segundo a qual se verifica um decremento acentuado da modelação vagal sobre a VFC até intensidades próximas de 50-60% do VO₂max (Perini et al., 1990; Shin et al., 1995; Achten & Jeukendrup, 2003). Sendo SDNN, RMSSD, HF e SD1 todos indicadores da actividade vagal (Hayano et al., 1991) era totalmente espectável que apresentassem este comportamento.

Não nos é possível identificar o porquê das diferenças registadas nas intensidades de esforço mais elevadas, embora também na literatura da especialidade não se encontre concordância em relação ao comportamento destas e de outras variáveis de estudo da

VFC para intensidades de esforço elevadas (Arai et al., 1989; Yamamoto et al., 1991; Nakamura et al., 1993; Casadei et al., 1995; Casadei et al., 1996; Tulppo et al., 1996; Tulppo et al., 1998; Perini & Veicsteinas, 2003).

Da determinação visual dos LVFC, pela identificação do ponto gráfico do traçado de evolução de cada um destes parâmetros em função da velocidade, a partir do qual se verificava uma estabilização de cada um destes índices com o incremento da velocidade de nado, resultaram um conjunto de pontos gráficos que representavam velocidades de nado distintas para cada nadador, também em função do método utilizado para o processamento do sinal de VFC.

A estatística descritiva dos limiares definidos para a VFC encontra-se presente na Tabela 4.

Tabela 4 – Médias e desvios padrões para a velocidade de nado (m/s) a que ocorre o Limiar de Variabilidade da Frequência cardíaca definidos através do desvio-padrão da média de todos os intervalos RR normais (SDNN), valor quadrático médio das diferenças entre intervalos RR normais adjacentes (RMSSD), produto do pico de altas frequências pelo valor médio da banda de altas frequências (fHF.HF), desvio padrão dos intervalos RR instantâneos, obtido através do diagrama de Poincaré (SD1)

| SDNN | RMSSD | fHF.HF | SD1 |
|-------------------|-------------------|-------------------|-------------------|
| m.s ⁻¹ | m.s ⁻¹ | m.s ⁻¹ | m.s ⁻¹ |
| 1.18±0.07 | 1.15±0.06 | 1.15±0.06 | 1.17±0.06 |

Pode-se assim constatar que as velocidades de nado médias a que se identificaram os LVFC tendem a ser inferiores àquelas correspondentes ao LL determinado pelas técnicas de D-Max e LT, e semelhantes ou ligeiramente superiores às observadas para a técnica Log-Log.

A representação gráfica do comportamento dos diferentes indicadores utilizados no estudo para definir a VFC, demonstra uma diminuição acentuada, e generalizada a todos os indicadores, com o início da progressão velocidade de nado, mantendo-se, na maioria dos casos, esse decréscimo até ao último patamar de esforço, em todos os índices utilizados.

Existem, no entanto, alguns casos em que a resposta da VFC não se enquadra na descrição anterior, o que de certa forma traduz a heterogeneidade do comportamento da VFC em intensidades de esforço maiores, o que vai de encontro aos estudos de Arai et al. (1989), Yamamoto et al. (1991), Nakamura et al. (1993), Casadei et al. (1995), Casadei et al. (1996), Tulppo et al. (1996), Tulppo et al. (1998) e Perini & Veicsteinas (2003).

Note-se que a representação gráfica do comportamento dos diferentes indicadores utilizados para caracterizar a VFC se encontra expressa por patamares de esforço (correspondentes a uma % dev200) e não por velocidades, Isto facilita a visualização de padrões de evolução da VFC com a variação da intensidade de esforço.

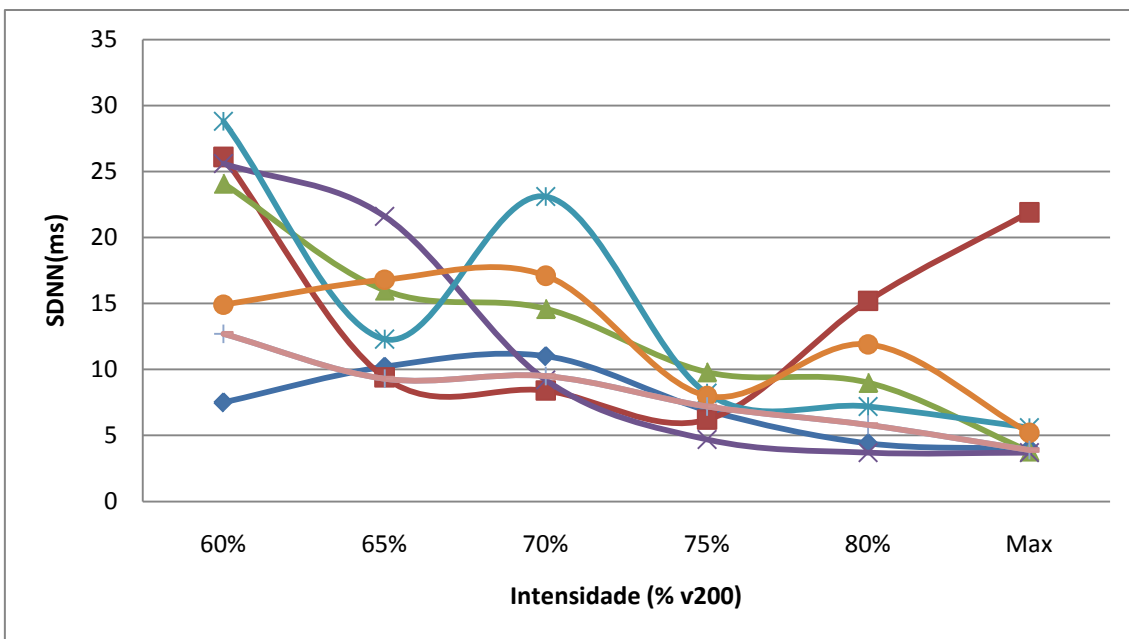


Figura 13 - Resposta do desvio-padrão da média de todos os intervalos RR normais (SDNN) ao incremento da intensidade do esforço por patamar (em % de V200).

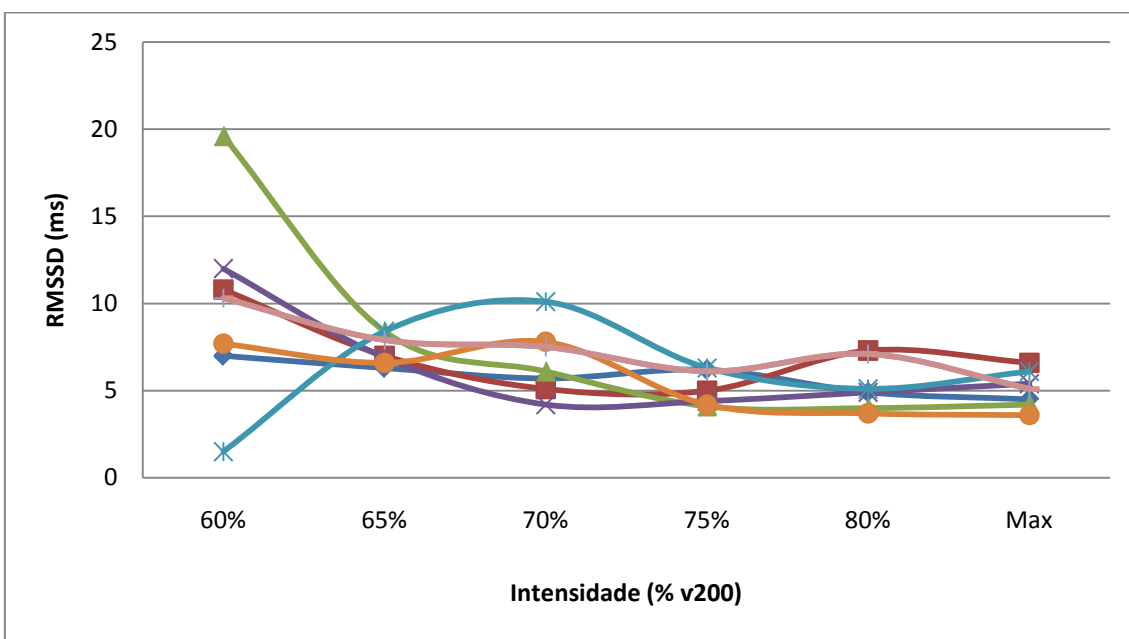


Figura 14 - Resposta do valor quadrático médio das diferenças entre intervalos RR normais adjacentes (RMSSD) ao incremento da intensidade do esforço (em % de V200).

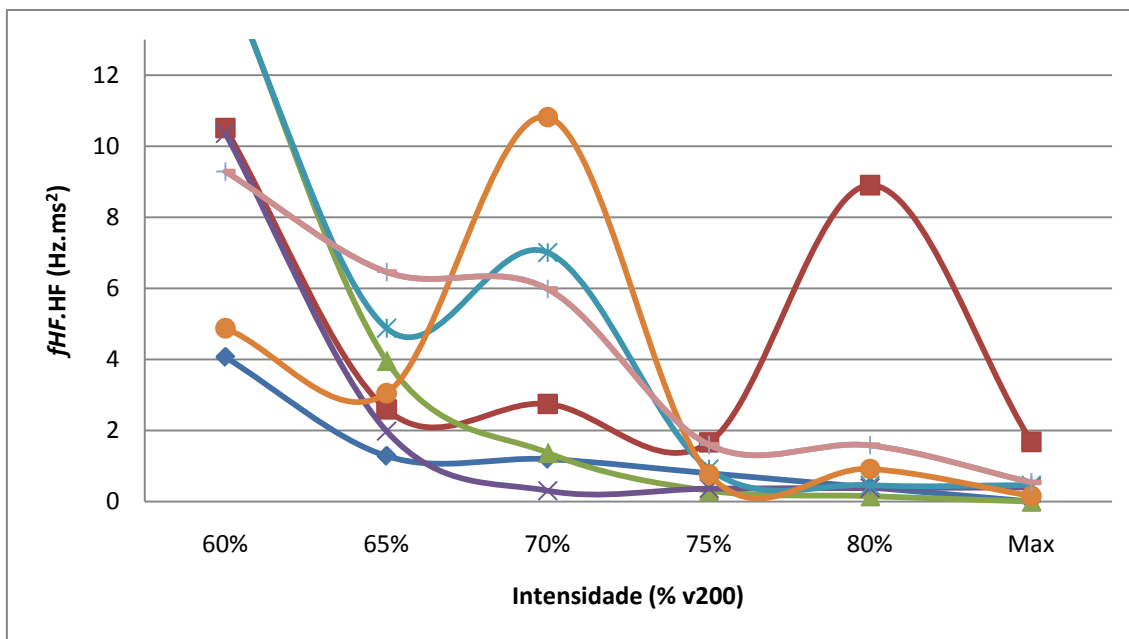


Figura 15 – Resposta do produto do pico de altas frequências pelo valor médio da banda de altas frequências (fHF.HF) ao incremento da intensidade do esforço (em % de V200).

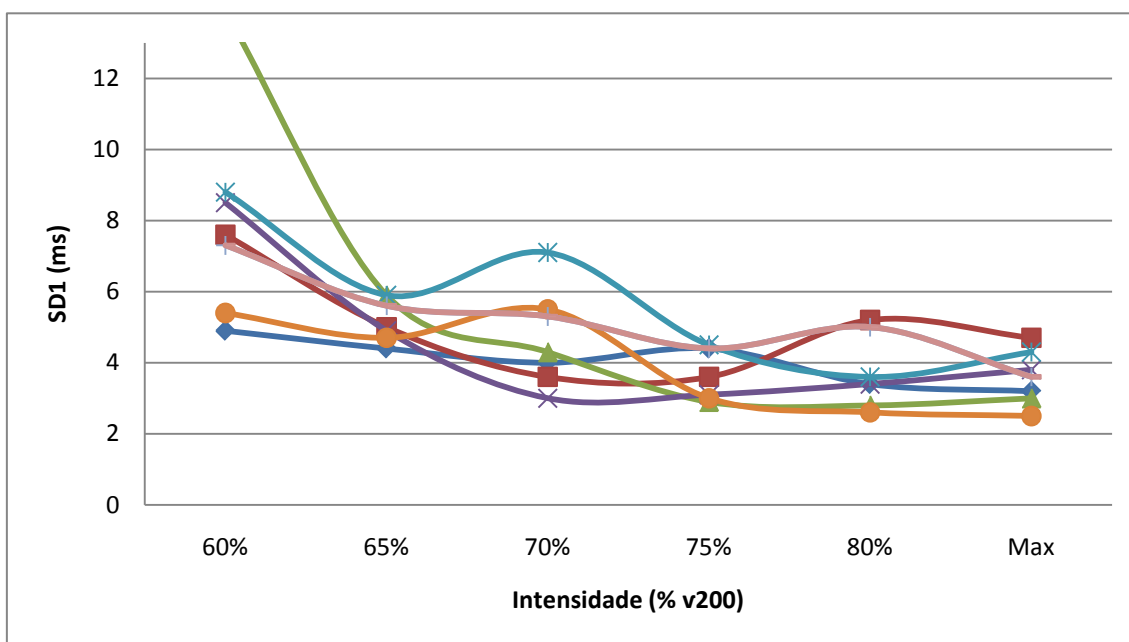


Figura 16 - Resposta do desvio padrão dos intervalos RR instantâneos, obtido através do diagrama de Poincaré (SD1) ao incremento da intensidade do esforço (em % de V200).

Para confirmação da existência do pressuposto de normalidade nas amostras referentes a cada uma das variáveis foi utilizado o teste de Shapiro-Wilk. A estatística do teste

mostrou que, para um nível de significância de $p < 0.05$ apenas a variável LT ($p = 0.48$) não apresentou uma distribuição normal. Houve portanto necessidade de utilizar testes não paramétricos para determinação da existência, ou não, de diferenças estatísticas na tendência central entre LT e as variáveis SDNN, RMSSD, $f_{HF.HF}$ e SD1.

Tomando em consideração que a amostra apresenta um n reduzido, conjugado com distintas distribuições dos dados, tal como é possível observar nas seguintes caixas de bigodes (Figura 17), foi necessário recorrer à utilização do teste do sinal, para verificar a existência de diferenças em tendência central.

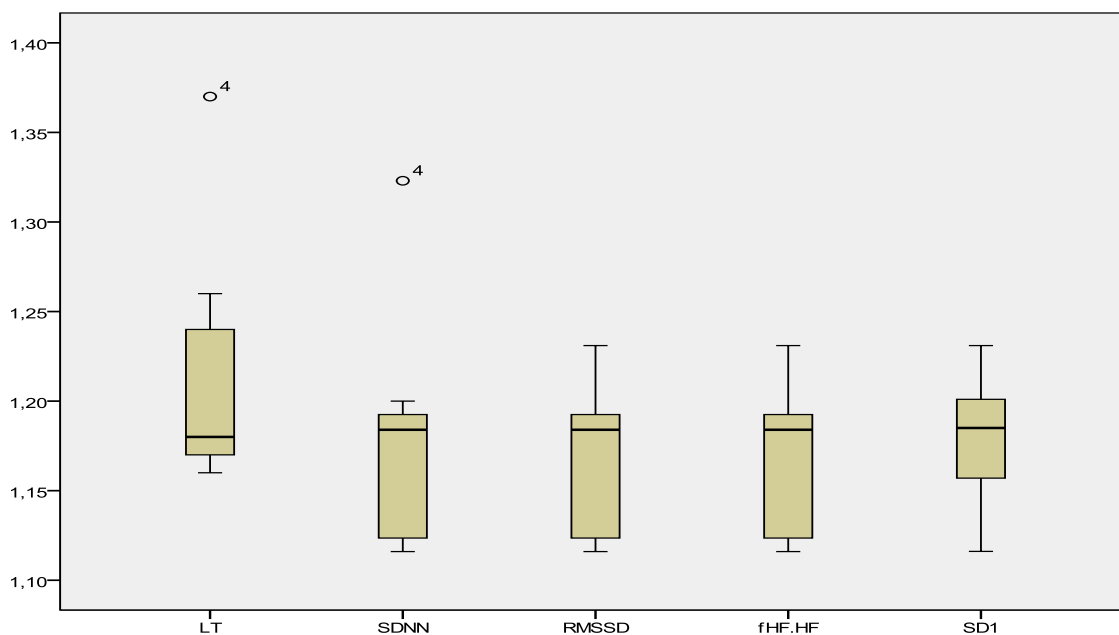


Figura 17 – Caixas de bigodes para LT e para os LVFC (m/s) definidos através das variáveis SDNN, RMSSD, $f_{HF.HF}$ e SD1. É visível que apesar de apresentarem medianas semelhantes LT apresenta uma distribuição distinta da observada nos LVFC

A estatística do teste permite-nos rejeitar a hipótese de diferença em tendência central, entre LT e as quatro variáveis de definição dos LVFC (Tabela 5), uma vez que para todos os pares de dados analisados, se observaram níveis de significância superiores a 0,05.

Tabela 5 – Estatística do teste do sinal entre LT e os LVFC determinados através de SDNN, RMSSD, fHF.HF e SD1

| | SDNN – LT | RMSSD – LT | fHF.HF – LT | SD1 – LT |
|------|-----------|------------|-------------|----------|
| Sig. | ,125 | ,070 | ,070 | ,289 |

Para as variáveis Dmax e Log-log, por se ter confirmado o pressuposto de normalidade na distribuição dos dados através do teste de Shapiro-Wilk, recorreu-se ao teste “t” para amostras emparelhadas, com o intuito de verificar a existência de diferenças em tendência central entre os dados entre as variáveis de definição do LL e do LVFC.

Tabela 6 – Comparação entre as médias dos métodos de determinação do LL e da VLFC, calculado a partir de um teste t de student para amostras emparelhadas

| Pares | Média | T | (gl) | Sig. |
|------------------|---------|-------|------|------|
| DMax – SDNN | ,04436 | 1,740 | 7 | ,125 |
| DMax – RMSSD | ,05586 | 2,696 | 7 | ,031 |
| DMax - fHF.HF | ,05586 | 2,696 | 7 | ,031 |
| DMax - SD1 | ,04524 | 2,904 | 7 | ,023 |
| Log-log – SDNN | -,01814 | -,598 | 7 | ,569 |
| Log-log – RMSSD | -,00664 | -,209 | 7 | ,840 |
| Log-log - fHF.HF | -,00664 | -,209 | 7 | ,840 |
| Log-log- SD1 | -,01726 | -,524 | 7 | ,616 |

Este teste mostrou-nos que, para um nível de significância ≤ 0.05 , não é possível, nos pares D-max-SDNN; Log-log-SDNN; Log-log-RMSSD; Log-log-fHF.HF e Log-log-

SD1, identificar diferenças estatisticamente significativas entre as médias, uma vez que nestes casos o nível de significância foi superior a 0,05.

A similaridade de médias amostrais (ou qualquer outra medida de tendência central) não garante que as medidas resultantes de qualquer um dos métodos estudados sejam semelhantes ao do seu par, apenas nos garante que estas amostras não são estatisticamente distintas em tendência central.

Para medir o grau de associação entre as variáveis recorreu-se à medida de correlação linear R de Pearson. Esta correlação não indica que os fenómenos (variáveis) se encontram intimamente ligadas, mas sim que a intensidade de uma é acompanhada tendencialmente pela intensidade da outra.

Tabela 7 – Coeficientes de Correlação de Pearson (R) e respectivos níveis de significância entre D-Max e as técnicas utilizadas para definir LVFC.

| | | SDNN | RMSSD | f _{HF.HF} | SD1 |
|-------|------|-------|-------|--------------------|-------|
| D-Max | R | 0.266 | 0.442 | 0.442 | 0.692 |
| | Sig. | 0.564 | 0.273 | 0.273 | 0.057 |

Tabela 8 – Coeficientes de Correlação de Pearson (R) e respectivos níveis de significância entre LT e as técnicas utilizadas para definir LVFC

| | | SDNN | RMSSD | f _{HF.HF} | SD1 |
|----|------|--------|-------|--------------------|-------|
| LT | R | 0.864* | 0.705 | 0.705 | 0.617 |
| | Sig. | 0.012 | 0.051 | 0.051 | 0.103 |

Tabela 9 - Coeficientes de Correlação de Pearson (R) e respectivos níveis de significância entre Log-log e as técnicas utilizadas para definir LVFC

| | | SDNN | RMSSD | $f_{HF.HF}$ | SD1 |
|---------|------|-------|-------|-------------|-------|
| Log-Log | R | 0.539 | 0.415 | 0.415 | 0.360 |
| | Sig. | 0.211 | 0.306 | 0.306 | 0.381 |

Neste sentido, verificamos que, após análise das Tabelas 7, 8 e 9, apenas as variáveis LT e SDNN ($R = 0,864$) apresentam uma correlação forte, positiva e estatisticamente significativa ($p < 0.05$).

Conhecendo que apenas LT e SDNN se correlacionam de forma estatisticamente significativa, recorreremos ao método de Bland-Altman para verificar a permutabilidade entre estes métodos (Figura 18).

O método de Bland-Altman consiste num diagrama de dispersão em que os pontos correspondem diferenças entre os pares de medidas obtidas pelos dois métodos (eixo y) pelas médias de ambos os métodos (eixo x).

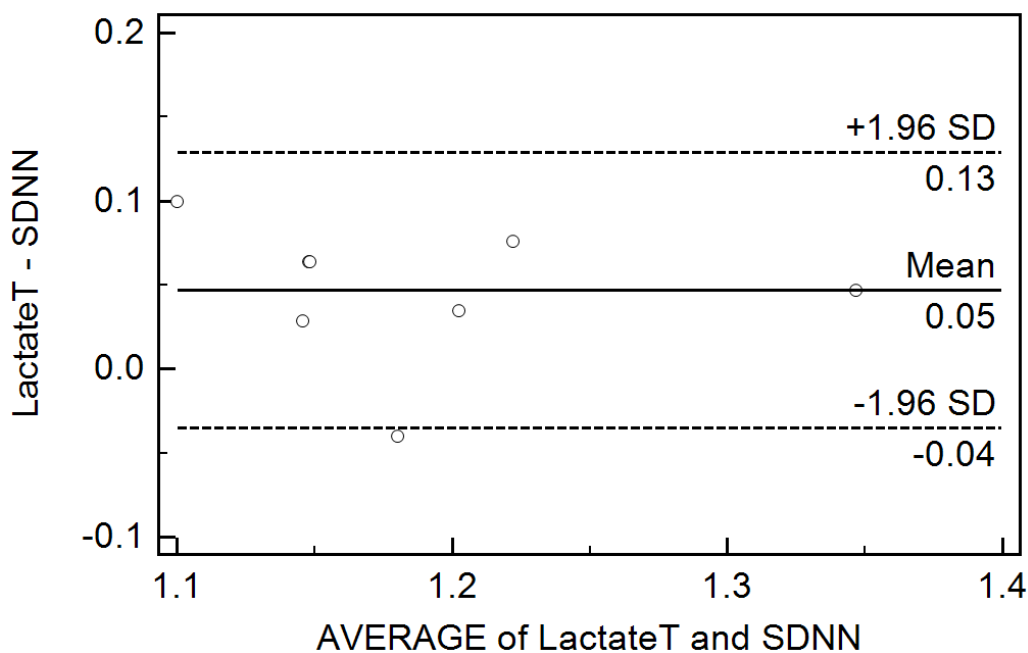


Figura 18 - Diagrama de Bland-Altman para verificação da existência de concordância nas medidas entre os métodos LT e SDNN.

A análise da Figura 13, permite verificar que todas as medições, excepto uma, encontram-se dentro do intervalo $média \pm 1.96sd$, e com tendência para se situarem perto do eixo que define a média das diferenças de medida de entre os dois métodos ($=0,05$ m/s).

Posto isto, e verificados os pressupostos de igualdade em tendência central, elevado grau de associação e permutabilidade entre os métodos, somos forçados a aceitar H1, isto é, o LL, definido pelo método LT, e o LVFC tendo como referência os dados de SDNN, verificam-se a velocidades de nado idênticas.

No entanto, apesar de estatisticamente isto ser verdade, não é possível crer que esta metodologia de estimação do LL através do LVFC, se apresente como um método alternativo ao traçado das curvas de lactatemia. Isto porque, independentemente de se verificarem os pressupostos acima referidos para a aceitação deste método como válido, são assumidas como admissíveis diferenças de velocidade nado demasiado elevadas

para uma utilização fiável da VFC, com a metodologia apresentada, no sentido da definição dos limiares fisiológicos através dos dados de lactatemia.

A título de exemplo, ao verificar-se a tendência de LT se apresentar a valores de v mais elevados do que sucede com SDNN, tal como pode ser constatado pela observação da Figura 17 (caixas de bigodes), e pelo diagrama de Bland-Altman (Figura 18), que assume uma diferença média entre os valores de 0,05 m/s. Este diagrama ao considerar como aceitáveis as diferenças que se situem no intervalo $[-1,96; +1,96]$ *desvios padrão das diferenças* entre os pares de medidas leva-nos a admitir como “normais” diferenças de v de até 0,13m/s, o que em 100m corresponde a uma diferença de $\approx 8s$.

Em termos práticos significa que se pretendesse utilizar os dados obtidos para realizar o planeamento de séries de treino, poderia estar a pedir ao nadador para nadar 8s mais lento em 100m, ao utilizar como referencia o LVFC definido por SDNN, do que se o fizesse através de LT, o que apesar de estatisticamente ser admissível, não o é em termos de impacto fisiológico do treino.

No entanto, ao constatar-se um elevado nível de correlação entre LT e SDNN ($r=0,864$, $p < 0.05$), não é de descartar a utilização do LVFC definido por SDNN, seguindo a metodologia proposta, como um método menos invasivo de controlo de treino, uma vez que se espera que a incrementos da velocidade de nado de ocorrência do LVFC, definido por SDNN, corresponda uma evolução de semelhante dimensão na v a que ocorre LL definido por LT.

O presente estudo vem de certa confirmar a existência de associação entre LL e LVFC, no entanto, em função das limitações inerentes a estudo, não nos foi possível esclarecer totalmente esta relação.

O facto de o mesmo não ter sido possível, poderá prender-se com a forma como foram definidos os LVFC, ou seja visualmente, quando no caso dos LL tal aconteceu com recurso a cálculos matemáticos computados por um software próprio. O *design* de um método semelhante para os LVFC poderá suprir estas diferenças e tornar a utilização da VFC mais viável no que se refere à determinação dos limiares fisiológicos em esforço de nado.

Para a elaboração da nossa revisão de literatura, apenas identificámos dois estudos que pretenderam verificar a existência de relação entre LL e LVFC (Gretebeck et al., 2004; Karapetian et al., 2008). Em ambos os casos a metodologia utilizada para determinação do LL foi idêntica à utilizada para determinar o LVFC, ou seja, por inspecção visual dos traçados de lactatemia e VFC em função da intensidade de esforço, o que poderá justificar a existência de elevados níveis de associação encontrados.

Outra das prováveis limitações à obtenção de resultados fiáveis no meio aquático, prende-se com a resposta ventilatória ao esforço em meio aquático, tal como foi descrito no ponto 2.6.

Uma das limitações importantes deste estudo prendeu-se com a inexistência de controlo sobre a resposta da FR, ao incremento do esforço, nem tão pouco a avaliação do padrão respiratório utilizado pelo nadador, o que, conhecendo-se a relação entre FR e VFC poderá ter condicionado os resultados obtidos

V. CONCLUSÃO

A determinação de curva lactatemia-velocidade de nado apresenta, hoje em dia um papel importante no controlo do treino dos nadadores de elite. A extrapolação das velocidades de nado, feita a partir desta curva, assume-se como uma mais valia, nomeadamente na estruturação das séries de treino com vista ao desenvolvimento da capacidade aeróbia.

Infelizmente, estes meios não se encontram ao alcance de todos, fundamentalmente devido aos custos envolvidos, para além de exigirem o cumprimento de protocolos algo morosos.

Surge actualmente, à luz dos avanços tecnológicos e científicos a possibilidade de testar a viabilidade da utilização da VFC enquanto método alternativo para a determinação do LL, com as vantagens de apresentar uma maior facilidade de manipulação, para além de se apresentar monetariamente mais acessível à maioria.

No entanto, algumas questões se levantam, nomeadamente no que se reporta à utilização deste método em meio aquático, questões essas que foram exploradas ao longo deste texto.

De uma forma geral constatou-se a existência de um decréscimo acentuado dos valores de todos os indicadores da VFC durante os primeiros patamares de esforço, não se observando para velocidades de nado superiores uma resposta consistente da VFC.

Os valores médios de v a que ocorre o LL determinado pelos métodos Dmax e LT tende em média a ser superior aos verificados para os LVFC determinados por SDNN,

RMSSD, f_{HF} .HF e SD1, enquanto que a média dos valores de LL obtidos através de Log-log se apresenta mais semelhante à verificada para os LVFC.

No entanto, em termos de significância estatística apenas nos pares Dmax-RMSSD, Dmax- f_{HF} .HF e Dmax-SD1 se verificaram diferenças em tendência central.

O LVFC definido através de SDNN parece estar intimamente associado ($r=0.864$; $p < 0.05$) a LT. A permutabilidade aparente entre estes métodos demonstrada pelo diagrama de Bland-Altman leva a assumir a validade de LVFC definido por SDNN como uma alternativa à determinação do LL em esforço de nado, no entanto as diferenças assumidas como estatisticamente aceitáveis (até 0,13m/s) assumem-se como demasiado elevadas no que se refere a uma prescrição efectiva do treino.

Este estudo não parece ter dissipado as dúvidas existentes quanto à utilização da VFC como meio para a determinação dos limiares fisiológicos, tendo no entanto servido para identificar uma série de constrangimentos e limitações que, a serem superadas futuramente, poderão eventualmente fazer luz sobre a utilidade ou não da aplicação da VFC no processo de avaliação e controlo de treino, em NPD.

VI. RECOMENDAÇÕES

Tomando como essencial o desenvolvimento e aprofundamento dos conhecimentos adquiridos com este estudo, torna-se crucial a definição de um conjunto de pressupostos e recomendações que visem em estudos futuros a superação dos constrangimentos identificados no presente trabalho.

Pensamos que uma das limitações fundamentais deste trabalho tenha sido a falta de verificação do padrão respiratório do atleta, quer através da identificação de padrões respiratórios controlados (respiração bilateral, ou a cada 2 ciclos), quer através do controlo da FR.

Ainda com relação à influência ventilatória sobre a VFC, o facto do teste se realizar em piscina curta implica um grande número de viragens com impacto óbvio sobre FR. A realização do teste em piscina longa, ou em “swim flume” poderá reduzir ou eliminar a sua interferência sobre a VFC registada.

Outro aspecto fundamental passará por um controlo mais efectivo da velocidade de nado, com vista a garantir a constância da velocidade de nado durante cada patamar de esforço. Tal poderá ser conseguido através da realização do protocolo num “swim flume” ou com o recurso a um sinalizador luminoso do ritmo de nado, colocado no fundo da piscina.

Será interessante verificar futuramente a possibilidade de utilização de métodos de natureza matemática ou pictórica, tal como sucede na determinação do LL, que possam facilitar e standardizar a determinação LVFC. Acima de tudo, estudos futuros deverão utilizar métodos análogos para definir LL e LVFC, ao contrário do que sucedeu no presente estudo.

Finalmente, não será de descartar a realização de um protocolo de características semelhantes em ambiente laboratorial (passadeira ou ciclóergómetro) no sentido de verificar a reprodutibilidade destes dados em outros contextos que não o meio aquático. Paralelamente, será desejável o alargamento do universo amostral em relação ao presente estudo com vista à criação de um maior poder generalizador das relações de associação entrevistas neste trabalho.

VII. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

Achten, J. & Jeukendrup. A. (2003) Heart rate monitoring: applications and limitations. *Sports Medicine*, 33(7):517-538.

Anosov, O., Patzak, A., Kononovich, Y. & Persson, P. (2000) High-frequency oscillations of the heart rate during ramp load reflect the human anaerobic threshold. *European Journal of Applied Physiology*. 83: 388-394.

Akselrod, S., Gordon, D., Madwed, J., Snidman, N., Shannon, D. & Cohen, R. (1985) Hemodynamic regulation: investigation by spectral analysis. *American Journal of Physiology (Heart and Circulation Physiology)*, 246(18): H867-H875.

Atlaoui, D., Pichot, V., Lacoste, L., Lacour, J. & Chatard, J. (2007) Heart rate variability, training variation and performance in elite swimmers. *International Journal of Sports Medicine*, 28: 394-400.

Arai, Y., Saul, J.P., Albrecht, P., Hartley, L.H., Lilly, L.S., Cohen, R.J. & Colucci, W.S. (1989) Modulation of cardiac autonomic activity during and immediately after exercise. *American Journal of Physiology*, 256(1 Pt 2):H132-141.

Aubert, A., Ramaekers, D., Beckers, F., Breem, R., Deneff, C., Van de Werf, F. et al. (1999) The analysis of heart rate variability in unrestrained rats. Validation of method and results. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, 60 (3): 197-213.

Aubert, A., Steps, B. & Beckers, F. (2003) Heart rate variability in athletes. *Sports Medicine*, 33(12): 889-919.

Badilini, F., Maison-Blanche, P. & Coumel, P. (1998) Heart rate variability in passive tilt test: comparative evaluation of autoregressive and FFT Spectral Analyses. *PACE*, 21:1122-1132.

Billat, V. (1996) Use of blood lactate measurements for prediction of exercise performance and for control of training. *Sports Medicine*, 22(3): 157-175.

Billat, V., Dalmay, F., Antonini, M. & Chassain, A. (1994) A method for determining the maximal steady state of blood lactate concentration from two levels of submaximal exercise. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 69 (3): 196-202.

Billat, V., Sirvent, P., Py, G., Koralsztein, J-P. & Mercier, J. (2003) The concept of maximal lactate steady state: A bridge between biochemistry, physiology and sport science. *Sports Medicine*, 33(6): 407-426.

Bishop, D., Jenkins, D. & Mackinnon, L. (1998) The relationship between plasma lactate parameters, W_{peak} and 1-h cycling performance in women. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 30 (8): 1270-1275.

Bland, J. M. & Altman, D. G. (1986) Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement. *Lancet*, 1: 307-310.

Borrensen, J. & Lambert, M. (2008) Autonomic control of heart rate during and after exercise. *Sports Medicine*, 38(8): 633-646.

Bourdon, P. (2000) Blood Lactate Transition Thresholds. In C. Gore (Ed.), *Physiological tests for elite athletes* (pp. 50-65). Human Kinetics: Champaign, IL.

Breuer, H.W., Skyschally, A., Schulz, R., Martin, C., Wehr, M. & Heusch, G. (1993) Heart rate variability and circulating catecholamine concentrations during steady state exercise in healthy volunteers. *British Heart Journal*, 70(2):144-149.

Buchheit, M., Solano, R. & Millet, G. P. (2007) Heart rate deflection point and the second heart rate variability threshold during running exercise in trained boys. *Pediatric Exercise Science*. 19:192-204.

Carter, J., Banister, E. & Blaber, A. (2003) Effect of endurance exercise on autonomic control of heart rate. *Sports Medicine*, 33(1):33-46.

Casadei B., Cochrane, S., Johnston, J., Conway, J. & Sleight, P. (1995). Pitfalls in the interpretation of spectral analysis of the heart rate variability during exercise in humans. *Acta Physiologica Scandinava*, 155:125-131.

Casadei, B., Moon, J., Johnston, J., Caiazza, A. & Sleight, P. (1996) Is respiratory sinus arrhythmia a good index of cardiac vagal tone in exercise? *Journal of Applied Physiology*, 81(2): 556-564.

Cheng, B., Kuipers, H., Snyder, A.C., Jeukendrup, A. & Hesselink, M. A new approach for the determination of ventilatory and lactate thresholds. *International Journal of Sports Medicine*, 13:518-522.

Cottin, F., Médigue, C., Leprêtre, P., Papelier, Y., Koralsztein, J. & Billat; V. (2004) Heart rate variability during exercise performed below and above the ventilatory threshold. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 36(4): 594-600.

Cottin, F., Médigue, C., Lopes, P., Leprêtre, P., Heubert, R. & Billat, V. (2007) Ventilatory thresholds assessment from heart rate variability during an incremental exhaustive running test. *International Journal of Sports Medicine*, 28: 287-294.

Cottin, F., Médigue, C., Lopes, P., Petit, E., Papelier, Y. & Billat, V. (2005) Effect of exercise intensity and repetition on heart rate variability during training in elite trotting horse. *International Journal of Sports Medicine*, 26: 859-867.

Cottin, F., Leprêtre, P., Lopes, P., Papelier, Y., Médigue, C. & Billat, V. (2006) Assessment of ventilatory thresholds from heart rate variability in well-trained subjects during cycling. *International Journal of Sports Medicine*, 27: 959-967.

Christini, D., Kulkarni, A., Rao, S., Stutman, E., Bennet, F., Hausdorff, J., et al. (1995) Influence of autoregressive model parameter uncertainty on spectral estimates of heart rate dynamics. *Annals of Biomedical Engineering*, 23: 127-134.

Dicker, S., Lofthus, G., Thornton, N. & Brooks, G. (1980) Respiratory and heart rate responses to tethered controlled frequency swimming. *Medicine & Science in Sports & Exercise*. 12(1): 20-23.

Duffin, J. (2005) Role of the acid-base balance in the chemoreflex control of breathing. *Journal of Applied Physiology*, 99: 2255-2265.

Espanha, M., Pezarat Correia, P., Pascoal, A. & Armada da Silva, P. (2007) *Anatomofisiologia: funções da vida orgânica interna*. Lisboa: Faculdade de Motricidade Humana.

Fagard, R., Pardaens, K., Staessen, J. & Thijs, L. (1998) Power spectral analysis of heart rate variability by autoregressive modelling and fast Fourier transform: a comparative study. *Acta Cardiologica*, 53:211–218.

Fatemian, M., Nieuwenhuijs, D., Teppema, L., Meinesz, S., van der Mey, A., Dahan, A. et al. (2003) The respiratory response to carbon dioxide in humans with unilateral and bilateral resections of the carotid bodies. *The Journal of Physiology*, 549: 965–973.

Foster, C., Schrage, M. & Snyder, A. (1995) Blood lactate and respiratory measurement of the capacity for sustained exercise. In P.J. Maud & C. Foster (Eds.) *Physiological Assessment of Human Fitness*. Champaign, Illinois: Human Kinetics.

Gilbey, M., Jordan, D., Richter, D. & Spyer, K. (1984) Synaptic mechanisms involved in the inspiratory modulation of the vagal cardio-inhibitory neurones of the cat. *The Journal of Physiology*, 356: 65-78.

Gomes Pereira, J. (1992) Perfil metabólico do nadador de alto rendimento – especificidade, valor preditivo e variabilidade da curva de acumulação de lactato. Tese de Doutoramento não publicada. Lisboa: Faculdade de Motricidade Humana.

Gretebeck, R., Sutton, J., Karapetian, G. & Engels, H. (2004) Use of heart rate variability to estimate lactate threshold. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 38(5): S42-S43.

Hautala, A. (2004) Effect of physical exercise on autonomic regulation of heart rate. Tese de Doutoramento não publicada. Oulu: Universidade de Oulu.

Hirsch, J. & Bishop, B. (1981) Respiratory sinus arrhythmia in humans: how breathing pattern modulates heart rate. *American Journal of Physiology*, 241: H620-H629.

Hoogeveen, A. & Schep, G. (1997) The plasma lactate response to exercise and endurance performance: relationships in elite triathletes. *International Journal of Sports Medicine*, 18: 526-530.

Holmer, I., Lundin, A. & Eriksson, B. (1974) Maximum oxygen uptake during swimming and running by elite swimmers. *Journal of Applied Physiology*, 36: 711-714.

Iellamo, F., Pizzinelli, P., Massaro, M., Raimondi, G., Peruzzi, G. & Legramante, J. M. (1999). Muscle metaboreflex contribution to sinus node regulation during static exercise: insights from spectral analysis of heart rate variability. *Circulation*, 100:27-32.

Iellamo, F. (2001) Neural mechanisms of cardiovascular regulation during exercise. *Autonomic Neuroscience: Basic and Clinical*, 90: 66-75.

Iwase, S., Mano, T., & Saito, M. (1987) Effects of graded head-up tilting on muscle sympathetic activity in man. *The Physiologist*, 30: S62-S63.

Iwase, S., Mano, T., Saito, M., Koga, K., Abe, H., Matsukawa, T. et al. (1987) Comparison of muscle sympathetic nerve activity in man during water immersion and during body tilting. *Environmental Medicine*, 31: 33-42.

Karapetian, G., Engels, H. & Gretebeck, R. (2008) Use of heart rate variability to estimate LT and VT. *International Journal of Sports Medicine*, 29: 652-657.

Kaufman, M. P., & Hayes, S. G. (2002). The exercise pressor reflex. *Clinical Autonomic Research*, 12(6):429-439.

Keissar, K., Davrath, L. & Akselrod, S. (2009) Coherence analysis between respiration and heart rate variability using continuous wavelet transform. *Philosophical transactions of the Royal Society A*, 367: 1393-1406.

Kindermann, W., Simon, G. & Keul, J. (1979) The significance of the aerobic-anaerobic transition for the determination of work load intensities during endurance training. *European Journal of Applied Physiology*, 42: 25-34.

Lundberg, M.A., Hughson, R.L., Weisiger, K.H., Jones R.H. & Swanson, G.D. (1986) Computerized estimation of lactate threshold. *Computers and Biomedical Research*, 19:481-486.

Mader, A. & Heck, H. (1986) A theory of the metabolic origin of “anaerobic threshold”. *International Journal of Sports Medicine*, 7: 45-65 Supplement.

Maglisho, E. (2003) *Swimming Fastest – The essential reference on technique, training and program design*: Human Kinetics: Champaign, IL.

Martinmäki, K., Häkkinen, K., Mikkola, J. & Rusko, H. (2008) Effect of low-dose endurance training on heart rate variability at rest and during an incremental maximal exercise test. *European Journal of Applied Physiology*, 104: 541-548.

Martinmäki K. (2009). *Transient Changes in Heart Rate Variability in Response to Orthostatic Task, Endurance Exercise and Training with Special Reference to Autonomic Blockades and Time-Frequency Analysis*.(Studies in sport, physical education and health 134). Jyväskylä, Finlândia: Jyväskylä University Printing House.

Mazzeo, R. S. (1991) Catecholamine responses to acute and chronic exercise. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 23:839-845.

McNaughton, L., Thompson, D., Philips, G., Backx, G. & Crickmore, L. (2001) A comparison of the Lactate Pro, Accusport, Analox GM7 and Kodak Ektachem lactate analysers in normal, hot and humid conditions. *International Journal of Sports Medicine*, 23: 130-135.

Mendonça, G.V., Fernhall, B., Heffernan, K.S. & Pereira, F.D. (2009) Spectral methods of heart rate variability analysis during dynamic exercise. *Clinical Autonomic Research*, 19(4):237-245.

Merati, G., Rampichini, S., Cè, E., Sangiovanni, M., Castiglioni, P., Di Renzo, M., et al. (2004) Ventilatory threshold detection: a new method based on heart rate variability. *Computers in Cardiology*, 31: 221-224.

Meyers, J. & Ashley, E. (1997) Dangerous curves. A perspective on exercise, lactate, and anaerobic threshold. *Chest*, 111: 787-795.

Mitchell, J. (1990) Neural control of the circulation during exercise. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 22: 141-154.

Montano, N., Ruscone, T., Porta, A., Lombardi, F., Pagani, M. & Malliani, A. (1994) Power Spectrum analysis of heart rate variability to assess the changes in sympathovagal balance during graded orthostatic tilt. *Circulation*, 90: 1826-1831.

Mourot, L., Bouhaddi, M., Perrey, S., Rouillon, J.D. & Regnard, J. (2004) Quantitative Poincaré plot analysis of heart rate variability: effect of endurance training. *European Journal of Applied Physiology*, 91: 79-87.

Nakamura, Y., Yamamoto, Y. & Muraoka, I. (1993) Autonomic control of heart rate during physical exercise and fractal dimension of heart rate variability. *Journal of Applied Physiology*, 74(2): 875-881.

Nattie, E. (2006) Why do we have both peripheral and central chemoreceptors? *Journal of Applied Physiology*, 100: 9-10.

Nunan, D., Jakovljevic, D., Donovan, G., Brodie, D., Hodges, L. & Sandercock, G. [Abstract] (2007) The reliability of the Polar S810 heart rate monitor and advanced analysis software to assess heart rate variability. *Proceedings of the 12th annual congress of the ECSS*. University of Jyväskylä.

Olbrecht, J., Madsen, O., Mader, A., Liesel, H. & Hullman, W. (1985) Relationship between swimming velocity and lactic acid concentration during continuous and intermittent training exercise. *International Journal of Sports Medicine*. 6(2): 74-77.

Olbrecht, J. (2007) *The Science of Winning – Planning, Periodizing and Optimizing Swim Training* (2nd ed.) F&G Partners: Antwerp

O’Leary, D. (1996) Heart rate control during exercise by baroreceptors and skeletal muscle afferents. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 28: 210-217.

Pagani, M., Lombardi, F., Guzzetti, S., Rimoldi, O., Furlan, R., Pizzinelli, P. et al. (1986) Power spectral analysis of heart rate and arterial pressure variabilities as a marker of sympatho-vagal interaction in man and conscious dog. *Circulation Research*, 59: 178-193.

Perini, R., Milesi, S., Biancardi, L., Pendergast, D. & Veicsteinas, A. (1998) Heart rate variability in exercising humans: effect of water immersion. *European Journal of Applied Physiology*, 77: 326-332.

Perini, R., Orizio, C., Baselli, G., Cerutti, S. & Veicsteinas, A. (1990) The influence of exercise intensity on the power spectrum of heart rate variability. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 61(1-2):143-148.

Perini, R., Orizio, C., Milesi, S., Biancardi, L., Baselli, G. & Veicsteinas, A. (1993) Body position affects the power spectrum of heart rate variability during dynamic exercise. *European Journal of Applied Physiology*, 66: 207-213.

Perini, R., Tironi, A., Cautero, M., Di Nino, A., Tam, E. & Capelli, A. (2006) Seasonal training and heart rate and blood pressure variabilities in young swimmers. *European Journal of Applied Physiology*, 97: 395-403.

Perini, R. & Veicsteinas, A. (2003) Heart rate variability and autonomic activity at rest and during exercise in various physiological conditions. *European Journal of Applied Physiology*, 90: 317-325.

Pfizinger, P. & Freedson, P. (1998) The reliability of lactate measurements during exercise. *International Journal of Sports Medicine*, 19: 349-357.

Pichon, A., Roulaud, M., Antoine-Jonville, S., Bisschop, C. & Denjean, A. (2006) Spectral analysis of heart rate variability: interchangeability between autoregressive analysis and fast Fourier transform. *Journal of Electrocardiology*, 39:31-37.

Pyne, D., Boston, T., Martin, D. & Logan, A. (2000) Evaluation of the Lactate Pro blood lactate analyser. *European Journal of Applied Physiology*, 82: 112-116.

Pyne, D., Lee, H. & Swanwich, K. (2001) Monitoring the lactate threshold in world-ranked swimmers. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 33(2): 291-297.

Pichot, V., Gaspoz, J., Molliex, S., Antoniadis, A., Busso, T., Roche, F., et al. (1999) Wavelet transform to quantify heart rate variability and to assess -its instantaneous changes. *Journal of Applied Physiology*, 86: 1081-1091.

Rasoilo, J. (2001) Técnicas de avaliação de níveis metabólicos. O conceito de limiar anaeróbio ventilatório e os protocolos de determinação: compatibilidade das noções de cinética de O₂ e estado estacionário com o uso de provas de carga progressiva. Tese de Doutorado não publicada. Lisboa: Faculdade de Motricidade Humana.

Rimoldi, O., Furlan, R., Pagani, M., Piazza, S., Guazzi, M., Pagani, M. et al. (1992) Analysis of neural mechanisms accompanying different intensities of dynamic exercise. *Chest*, 101: 226S-230S.

Roecker, K., Schotte, O., Niess, A., Horstmann, T. & Dickhuth, H-H. (1998) Predicting competition performance in long distance running by means of a treadmill test. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 30(10): 1552-1557.

Rompelman, O., Coenen, A. & Kitney, R. (1977) Measurement of heart-rate variability: Part 1-Comparative study of heart-rate variability analysis methods. *Medical & Biological Engineering & Computing* 15(3):233-239.

Rowell, L. B., & O'Leary, D. S. (1990). Reflex control of the circulation during exercise: chemoreflexes and mechanoreflexes. *Journal of Applied Physiology*, 69(2):407-418.

Sandercock, G. & Brodie, D. (2006) The use of heart rate variability measures to assess autonomic control during exercise. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports* 16:302-313.

Sandercock, G., Bromley, P. & Brodie, D. (2005) Effects of exercise on heart rate variability: Inferences from meta-analysis. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 37(3): 433-439.

Schipke, J. & Pelzer, M. (2001) Effect of immersion, submersion, and scuba diving on heart rate variability. *British Journal of Sports Medicine*, 35:174-180.

Shin, K., Minamitani, H., Onishi, S., Yamazaki, H. & Lee, M. (1995) The power spectral analysis of heart rate variability in athletes during dynamic exercise - Part I- *Clinical Cardiology* 18(10):583-586.

Smith, C., Rodman, J., Chenuel, B., Henderson, K. & Dempsey, J. (2006) Response time and sensitivity of the ventilator response to CO₂ in unanesthetized dogs: central vs. peripheral chemoreceptors. *Journal of Applied Physiology*, 100: 13-19.

Stegmann, H., Kindermann, W. & Schnabel, A. (1981) Lactate kinetics and individual anaerobic threshold. *International Journal of Sports Medicine*, 2: 160-165.

Task Force of the European Society of Cardiology & North American Society of Pacing and Electrophysiology. (1996). Heart rate variability: standards of measurement, physiological interpretation and clinical use. *Circulation*. 93: 1043-65.

Tulppo, M.P., Hughson, R.L., Mäkikallio, T.H., Airaksinen, K.E., Seppänen, T. & Huikuri, H.V. (2001) Effects of exercise and passive head-up tilt on fractal and complexity properties of heart rate dynamics. *American Journal of Physiology and Heart and Circulatory Physiology*, 280(3): H1081-1087.

Tulppo, M.P., Mäkikallio, T.H., Seppänen, T., Laukkanen, R.T. & Huikuri, H.V. (1998) Vagal modulation of heart rate during exercise: effects of age and physical fitness. *American Journal of Physiology*, 274(2 Pt 2):H424-429.

Tulppo, M.P., Mäkikallio, T.H., Takala, T.E., Seppänen, T. & Huikuri, H.V. (1996) Quantitative beat-to-beat analysis of heart rate dynamics during exercise. *American Journal of Physiology*, 271(1 Pt 2):H244-252.

Uijtdehaage, S.H. & Thayer, J.F. (2000) Accentuated antagonism in the control of human heart rate. *Clinical Autonomic Research*, 10:107-110.

Vinet, A., Beck, L., Nottin, S. & Obert, P. (2005) Effect of intensive training on heart rate variability in prepubertal swimmers. *European Journal of Clinical Investigation*, 35: 610-614.

West, S., Drummond, M., Vanness, J. & Ciccolella, M. (2005) Blood lactate and metabolic responses to controlled frequency breathing during graded swimming. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 19 (4): 772-776.

Weltman, A. (1995) *The Blood Lactate Response to Exercise (Current issues in exercise science: Monograph nr 4)*. Human Kinetics: Champaign, Il.

Williams, J. R. & Armstrong, N. (1991) Relationship of maximal lactate steady state to performance at a fixed blood lactate reference value in children. *Pediatric Exercise Science*, 3: 333-341.

Yamamoto, Y, Hughson, R.L. & Peterson, J.C. (1991) Autonomic control of heart rate during exercise studied by heart rate variability spectral analysis. *Journal of Applied Physiology*, 71(3): 1136-1142.

Yasuma, F. & Hayano, J. (2004) Respiratory Sinus Arrhythmia. *Chest*, 125: 683-690.

Sítios na Internet

<http://www.cbi.dongnocchi.it/glossary/Glossary.html>, acessido a 3 de Março de 2009.

<http://www.polar.fi/>, acessido a 15 de Março de 2009.

ANEXOS

- A. Testes de validação do protocolo de nado intervalado
 - B. Valores de teste de cada uma das variáveis em estudo e para cada um dos sujeitos da amostra
 - C. Indicadores de velocidade de nado de ocorrência do LL e LVFC (m/s)
 - D. Estatística Descritiva (Output PASW 18.0)
 - E. Testes d Normalidade (Output PASW 18.0)
 - F. Teste T de amostras emparelhadas (Output PASW 18.0)
 - G. Análise de Correlação (Output PASW 18.0)
 - H. Variabilidade de Frequência Cardíaca (Output Kubios HRV 2.0)
-

A. Testes de validação do protocolo de nado intervalado

Sujeito A

| Teste | | | | Re-Teste | | | |
|-----------|---------------|------------|-------|-----------|---------------|------------|-------|
| Vel (m/s) | Lact (mmol/L) | Lim Lact | (m/s) | Vel (m/s) | Lact (mmol/L) | Lim Lact | (m/s) |
| 0.907 | 1.1 | L T | 1.368 | 0.932 | 1.1 | L T | 1.364 |
| 1.022 | 1.3 | Log-log LT | 1.273 | 1.052 | 1.3 | Log-log LT | 1.254 |
| 1.141 | 1.4 | Dmax | 1.331 | 1.139 | 1.3 | Dmax | 1.340 |
| 1.304 | 2.3 | | | 1.295 | 2.2 | | |
| 1.392 | 3.6 | | | 1.381 | 3.5 | | |
| 1.558 | 14.2 | | | 1.571 | 15.2 | | |

Sujeito B

| Teste | | | | Re-Teste | | | |
|-----------|---------------|------------|-------|-----------|---------------|------------|-------|
| Vel (m/s) | Lact (mmol/L) | Lim Lact | (m/s) | Vel (m/s) | Lact (mmol/L) | Lim Lact | (m/s) |
| 0.899 | 1.1 | L T | 1.328 | 0.901 | 1.2 | L T | 1.320 |
| 1.003 | 1.1 | Log-log LT | 1.281 | 0.999 | 1.1 | Log-log LT | 1.262 |
| 1.121 | 1.4 | Dmax | 1.295 | 1.138 | 1.4 | Dmax | 1.285 |
| 1.283 | 1.6 | | | 1.281 | 1.6 | | |
| 1.357 | 3.1 | | | 1.352 | 3.2 | | |
| 1.51 | 10.1 | | | 1.496 | 9.8 | | |

B. Valores de teste de cada uma das variáveis em estudo e para cada um dos sujeitos da amostra

Sujeito 1

| Vel (m/s) | Lactate (mmol/L) | SDNN (ms) | RMSSD (ms) | <i>fHF.HF</i> (Hz.ms2) | SD1 (ms) |
|-----------|------------------|-----------|------------|------------------------|----------|
| 0.859 | 0.8 | 26.1 | 10.8 | 10.5087 | 7.6 |
| 0.862 | 0.8 | 9.4 | 7 | 2.5891 | 5 |
| 1.078 | 0.8 | 8.4 | 5.1 | 2.7423 | 3.6 |
| 1.131 | 1.6 | 6.2 | 5 | 1.66 | 3.6 |
| 1.207 | 2.6 | 15.2 | 7.3 | 8.901 | 5.2 |
| 1.445 | 9.1 | 21.9 | 6.6 | 1.6753 | 4.7 |

Sujeito 2

| Vel (m/s) | Lactate (mmol/L) | SDNN (ms) | RMSSD (ms) | <i>fHF.HF</i> (Hz.ms2) | SD1 (ms) |
|-----------|------------------|-----------|------------|------------------------|----------|
| 0.856 | 1 | 7.5 | 7 | 4.0624 | 4.9 |
| 0.958 | 1 | 10.2 | 6.3 | 1.2812 | 4.4 |
| 1.082 | 1.7 | 11 | 5.7 | 1.1952 | 4 |
| 1.136 | 1.9 | 6.9 | 6.2 | 0.7968 | 4.4 |
| 1.2 | 2.7 | 4.4 | 4.9 | 0.3984 | 3.4 |
| 1.397 | 7 | 4 | 4.5 | 0 | 3.2 |

Sujeito 3

| Vel (m/s) | Lactate (mmol/L) | SDNN (ms) | RMSSD (ms) | <i>fHF.HF</i> (Hz.ms2) | SD1 (ms) |
|-----------|------------------|-----------|------------|------------------------|----------|
| 1 | 0.8 | 14.9 | 7.7 | 4.8736 | 5.4 |
| 1.029 | 0.8 | 16.8 | 6.6 | 3.046 | 4.7 |
| 1.107 | 1.9 | 17.1 | 7.8 | 10.8133 | 5.5 |
| 1.185 | 2.1 | 8 | 4.2 | 0.7615 | 3 |
| 1.244 | 3.8 | 11.9 | 3.7 | 0.9138 | 2.6 |
| 1.351 | 9 | 5.2 | 3.6 | 0.1523 | 2.5 |

Sujeito 4

| Vel (m/s) | Lactate (mmol/L) | SDNN (ms) | RMSSD (ms) | <i>fHF.HF</i> (Hz.ms2) | SD1 (ms) |
|-----------|------------------|-----------|------------|------------------------|----------|
| 0.865 | 0.9 | 25.6 | 12 | 10.3564 | 8.5 |
| 1.024 | 0.9 | 21.6 | 6.9 | 1.9799 | 4.9 |
| 1.231 | 2 | 9.2 | 4.2 | 0.3046 | 3 |
| 1.323 | 2.8 | 4.7 | 4.4 | 0.3633 | 3.1 |
| 1.389 | 4.3 | 3.7 | 4.9 | 0.3789 | 3.4 |
| 1.453 | 8.4 | 3.7 | 5.4 | 0.3984 | 3.8 |

Sujeito 5

| Vel (m/s) | Lactate (mmol/L) | SDNN (ms) | RMSSD (ms) | <i>fHF.HF</i> (Hz.ms2) | SD1 (ms) |
|------------------|-------------------------|------------------|-------------------|-------------------------------|-----------------|
| 0.926 | 1.8 | 24.1 | 19.6 | 14.9254 | 13.9 |
| 1.041 | 0.8 | 16 | 8.4 | 3.9598 | 5.9 |
| 1.106 | 1.4 | 14.6 | 6.1 | 1.3707 | 4.3 |
| 1.184 | 0.8 | 9.8 | 4.1 | 0.3046 | 2.9 |
| 1.269 | 0.8 | 9 | 4 | 0.1523 | 2.8 |
| 1.437 | 4.2 | 3.8 | 4.2 | 0 | 3 |

Sujeito 6

| Vel (m/s) | Lactate (mmol/L) | SDNN (ms) | RMSSD (ms) | <i>fHF.HF</i> (Hz.ms2) | SD1 (ms) |
|------------------|-------------------------|------------------|-------------------|-------------------------------|-----------------|
| 0.916 | 1.1 | 28.8 | 1.5 | 14.7731 | 8.8 |
| 0.988 | 1.3 | 12.3 | 8.4 | 4.8736 | 5.9 |
| 1.012 | 1.1 | 23.1 | 10.1 | 7.0058 | 7.1 |
| 1.116 | 1.2 | 8.2 | 6.3 | 0.9138 | 4.5 |
| 1.202 | 2.1 | 7.2 | 5.1 | 0.4569 | 3.6 |
| 1.515 | 12.6 | 5.6 | 6.1 | 0.4569 | 4.3 |

Sujeito 7

| Vel (m/s) | Lactate (mmol/L) | SDNN (ms) | RMSSD (ms) | <i>fHF.HF</i> (Hz.ms2) | SD1 (ms) |
|------------------|-------------------------|------------------|-------------------|-------------------------------|-----------------|
| 0.9225 | 2.1 | 12.7 | 10.3 | 9.2829 | 7.3 |
| 1.0331 | 1.7 | 9.3 | 7.9 | 6.4562 | 5.6 |
| 1.0504 | 1 | 9.5 | 7.5 | 5.976 | 5.3 |
| 1.1161 | 1.1 | 7.2 | 6.1 | 1.5936 | 4.4 |
| 1.2077 | 1.6 | 5.8 | 7.1 | 1.5792 | 5 |
| 1.3889 | 8.3 | 3.9 | 5.1 | 0.539 | 3.6 |

Sujeito 8

| Vel (m/s) | Lactate (mmol/L) | SDNN (ms) | RMSSD (ms) | <i>fHF.HF</i> (Hz.ms2) | SD1 (ms) |
|------------------|-------------------------|------------------|-------------------|-------------------------------|-----------------|
| 0.86 | 0.8 | 20 | 10.9 | 8.5288 | 7.7 |
| 0.92 | 1.1 | 18.3 | 9.9 | 13 | 7 |
| 0.95 | 1.3 | 15.7 | 8.4 | 3.5029 | 6 |
| 1.05 | 0.8 | 11.1 | 5.9 | 3.5628 | 4.2 |
| 1.17 | 2.1 | 9.4 | 5.6 | 0.3046 | 4 |
| 1.29 | 7.4 | 7.8 | 4.7 | 0.3046 | 3.4 |

C. Indicadores de velocidade de nado de ocorrência do LL e LVFC (m/s)

| Sujeito | Dmax | LT | Log | SDNN | RMSSD | fHF.HF | SD1 |
|----------------|-------------|-----------|------------|-------------|--------------|---------------|------------|
| S1 | 1,15 | 1,16 | 1,06 | 1,13 | 1,13 | 1,13 | 1,13 |
| S2 | 1,16 | 1,16 | 1,00 | 1,20 | 1,20 | 1,20 | 1,20 |
| S3 | 1,22 | 1,22 | 1,19 | 1,19 | 1,19 | 1,19 | 1,19 |
| S4 | 1,26 | 1,37 | 1,29 | 1,32 | 1,23 | 1,23 | 1,23 |
| S5 | 1,25 | 1,26 | 1,25 | 1,18 | 1,18 | 1,18 | 1,18 |
| S6 | 1,27 | 1,18 | 1,12 | 1,12 | 1,12 | 1,12 | 1,20 |
| S7 | 1,21 | 1,18 | 1,15 | 1,12 | 1,12 | 1,12 | 1,12 |
| S8 | 1,14 | 1,15 | 1,10 | - | 1,05 | 1,05 | 1,05 |

D. Estadística Descriptiva (Output PASW 18.0)

| | | | Statistic | Std. Error | |
|---------------------|-----------------------------|-----------------------------|-------------|------------|--------|
| DMax | Mean | | 1,2171 | ,01796 | |
| | 95% Confidence Interval for | Lower Bound | 1,1732 | | |
| | Mean | Upper Bound | 1,2611 | | |
| | 5% Trimmed Mean | | 1,2179 | | |
| | Median | | 1,2200 | | |
| | Variance | | ,002 | | |
| | Std. Deviation | | ,04751 | | |
| | Minimum | | 1,15 | | |
| | Maximum | | 1,27 | | |
| | Range | | ,12 | | |
| | Interquartile Range | | ,10 | | |
| | Skewness | | -,496 | ,794 | |
| | Kurtosis | | -1,431 | 1,587 | |
| | LT | Mean | | 1,2186 | ,02865 |
| | | 95% Confidence Interval for | Lower Bound | 1,1485 | |
| Mean | | Upper Bound | 1,2887 | | |
| 5% Trimmed Mean | | | 1,2134 | | |
| Median | | | 1,1800 | | |
| Variance | | | ,006 | | |
| Std. Deviation | | | ,07581 | | |
| Minimum | | | 1,16 | | |
| Maximum | | | 1,37 | | |
| Range | | | ,21 | | |
| Interquartile Range | | | ,10 | | |
| Skewness | | | 1,621 | ,794 | |
| Kurtosis | | | 2,464 | 1,587 | |
| Log | | Mean | | 1,1514 | ,03863 |
| | | 95% Confidence Interval for | Lower Bound | 1,0569 | |
| | Mean | Upper Bound | 1,2460 | | |
| | 5% Trimmed Mean | | 1,1521 | | |
| | Median | | 1,1500 | | |
| | Variance | | ,010 | | |
| | Std. Deviation | | ,10221 | | |
| | Minimum | | 1,00 | | |
| | Maximum | | 1,29 | | |
| | Range | | ,29 | | |
| | Interquartile Range | | ,19 | | |
| | Skewness | | -,129 | ,794 | |
| | Kurtosis | | -,860 | 1,587 | |

| | | | | | |
|---------------------|-----------------------------|-----------------------------|-------------|--------|--------|
| SDNN | Mean | | 1,1793 | ,02737 | |
| | 95% Confidence Interval for | Lower Bound | 1,1123 | | |
| | Mean | Upper Bound | 1,2463 | | |
| | 5% Trimmed Mean | | 1,1748 | | |
| | Median | | 1,1840 | | |
| | Variance | | ,005 | | |
| | Std. Deviation | | ,07242 | | |
| | Minimum | | 1,12 | | |
| | Maximum | | 1,32 | | |
| | Range | | ,21 | | |
| | Interquartile Range | | ,08 | | |
| | Skewness | | 1,449 | ,794 | |
| | Kurtosis | | 2,473 | 1,587 | |
| | RMSSD | Mean | | 1,1662 | ,01710 |
| | | 95% Confidence Interval for | Lower Bound | 1,1243 | |
| Mean | | Upper Bound | 1,2080 | | |
| 5% Trimmed Mean | | | 1,1653 | | |
| Median | | | 1,1840 | | |
| Variance | | | ,002 | | |
| Std. Deviation | | | ,04524 | | |
| Minimum | | | 1,12 | | |
| Maximum | | | 1,23 | | |
| Range | | | ,12 | | |
| Interquartile Range | | | ,08 | | |
| Skewness | | | ,072 | ,794 | |
| Kurtosis | | | -1,685 | 1,587 | |
| fHF.HF | | Mean | | 1,1662 | ,01710 |
| | | 95% Confidence Interval for | Lower Bound | 1,1243 | |
| | Mean | Upper Bound | 1,2080 | | |
| | 5% Trimmed Mean | | 1,1653 | | |
| | Median | | 1,1840 | | |
| | Variance | | ,002 | | |
| | Std. Deviation | | ,04524 | | |
| | Minimum | | 1,12 | | |
| | Maximum | | 1,23 | | |
| | Range | | ,12 | | |
| | Interquartile Range | | ,08 | | |
| | Skewness | | ,072 | ,794 | |
| | Kurtosis | | -1,685 | 1,587 | |
| | SD1 | Mean | | 1,1783 | ,01550 |
| | | 95% Confidence Interval for | Lower Bound | 1,1404 | |
| Mean | | Upper Bound | 1,2162 | | |

| | | |
|---------------------|--------|-------|
| 5% Trimmed Mean | 1,1788 | |
| Median | 1,1850 | |
| Variance | ,002 | |
| Std. Deviation | ,04101 | |
| Minimum | 1,12 | |
| Maximum | 1,23 | |
| Range | ,11 | |
| Interquartile Range | ,07 | |
| Skewness | -,619 | ,794 |
| Kurtosis | -,669 | 1,587 |

E. Testes de Normalidade (Output PASW 18.0)

| | Kolmogorov-Smirnov ^a | | | Shapiro-Wilk | | |
|--------|---------------------------------|----|-------|--------------|----|------|
| | Statistic | df | Sig. | Statistic | Df | Sig. |
| DMax | ,184 | 7 | ,200* | ,905 | 7 | ,364 |
| LT | ,266 | 7 | ,144 | ,807 | 7 | ,048 |
| Log | ,118 | 7 | ,200* | ,982 | 7 | ,970 |
| SDNN | ,245 | 7 | ,200* | ,834 | 7 | ,088 |
| RMSSD | ,225 | 7 | ,200* | ,893 | 7 | ,289 |
| fHF.HF | ,225 | 7 | ,200* | ,893 | 7 | ,289 |
| SD1 | ,270 | 7 | ,134 | ,907 | 7 | ,377 |

a. Lilliefors Significance Correction

*. This is a lower bound of the true significance.

F. Teste T de amostras emparelhadas (Output PASW 18.0)

| | | Paired Differences | | | | | T | df | Sig. (2-tailed) |
|--------|---------------|--------------------|----------------|-----------------|---|--------|-------|----|-----------------|
| | | Mean | Std. Deviation | Std. Error Mean | 95% Confidence Interval of the Difference | | | | |
| | | | | | Lower | Upper | | | |
| Pair 1 | DMax – SDNN | ,04436 | ,07211 | ,02550 | -,01592 | ,10465 | 1,740 | 7 | ,125 |
| Pair 2 | DMax – RMSSD | ,05586 | ,05862 | ,02072 | ,00686 | ,10487 | 2,696 | 7 | ,031 |
| Pair 3 | DMax - fHF.HF | ,05586 | ,05862 | ,02072 | ,00686 | ,10487 | 2,696 | 7 | ,031 |
| Pair 4 | DMax - SD1 | ,04524 | ,04406 | ,01558 | ,00840 | ,08208 | 2,904 | 7 | ,023 |
| Pair 5 | Log – SDNN | -,01814 | ,08581 | ,03034 | -,08988 | ,05360 | -,598 | 7 | ,569 |
| Pair 6 | Log – RMSSD | -,00664 | ,08961 | ,03168 | -,08156 | ,06828 | -,209 | 7 | ,840 |
| Pair 7 | Log - fHF.HF | -,00664 | ,08961 | ,03168 | -,08156 | ,06828 | -,209 | 7 | ,840 |
| Pair 8 | Log - SD1 | -,01726 | ,09316 | ,03294 | -,09515 | ,06062 | -,524 | 7 | ,616 |

G. Análises de Correlação (Output PASW 18.0)

| | | Correlations | | | | | | |
|--------|---------------------|--------------|--------|--------|--------|---------|---------|--------|
| | | DMax | LT | Log | SDNN | RMSSD | fHF.HF | SD1 |
| DMax | Pearson Correlation | 1 | ,669 | ,742* | ,266 | ,442 | ,442 | ,692 |
| | Sig. (2-tailed) | | ,070 | ,035 | ,564 | ,273 | ,273 | ,057 |
| | N | 8 | 8 | 8 | 7 | 8 | 8 | 8 |
| LT | Pearson Correlation | ,669 | 1 | ,872** | ,864* | ,705 | ,705 | ,617 |
| | Sig. (2-tailed) | ,070 | | ,005 | ,012 | ,051 | ,051 | ,103 |
| | N | 8 | 8 | 8 | 7 | 8 | 8 | 8 |
| Log | Pearson Correlation | ,742* | ,872** | 1 | ,539 | ,415 | ,415 | ,360 |
| | Sig. (2-tailed) | ,035 | ,005 | | ,211 | ,306 | ,306 | ,381 |
| | N | 8 | 8 | 8 | 7 | 8 | 8 | 8 |
| SDNN | Pearson Correlation | ,266 | ,864* | ,539 | 1 | ,928** | ,928** | ,721 |
| | Sig. (2-tailed) | ,564 | ,012 | ,211 | | ,003 | ,003 | ,067 |
| | N | 7 | 7 | 7 | 7 | 7 | 7 | 7 |
| RMSSD | Pearson Correlation | ,442 | ,705 | ,415 | ,928** | 1 | 1,000** | ,866** |
| | Sig. (2-tailed) | ,273 | ,051 | ,306 | ,003 | | ,000 | ,005 |
| | N | 8 | 8 | 8 | 7 | 8 | 8 | 8 |
| fHF.HF | Pearson Correlation | ,442 | ,705 | ,415 | ,928** | 1,000** | 1 | ,866** |
| | Sig. (2-tailed) | ,273 | ,051 | ,306 | ,003 | ,000 | | ,005 |
| | N | 8 | 8 | 8 | 7 | 8 | 8 | 8 |
| SD1 | Pearson Correlation | ,692 | ,617 | ,360 | ,721 | ,866** | ,866** | 1 |
| | Sig. (2-tailed) | ,057 | ,103 | ,381 | ,067 | ,005 | ,005 | |
| | N | 8 | 8 | 8 | 7 | 8 | 8 | 8 |

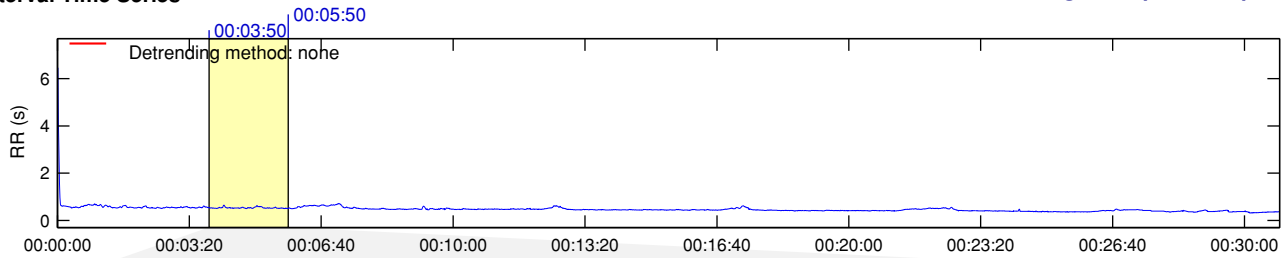
*. Correlation is significant at the 0.05 level (2-tailed).

** . Correlation is significant at the 0.01 level (2-tailed).

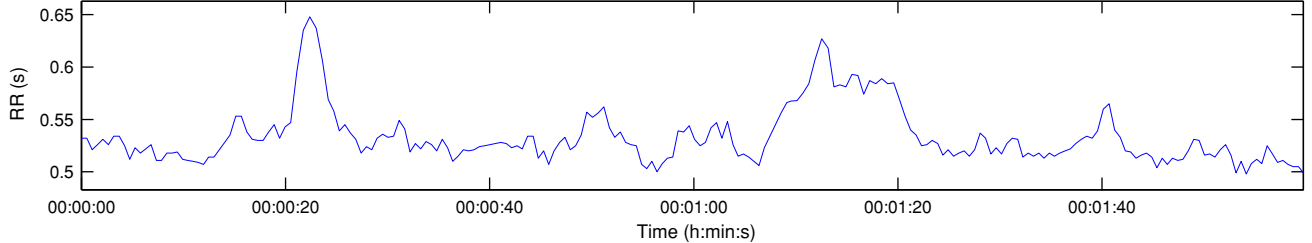
H. Variabilidade de Frequência Cardíaca (Output Kubios HRV 2.0)

RR Interval Time Series

Results for single samples: sample 1/6



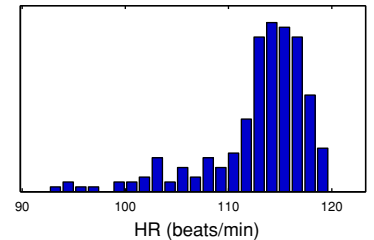
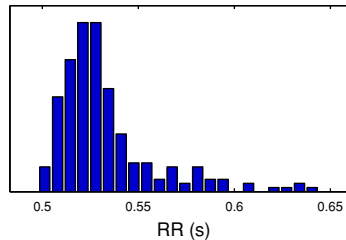
Selected RR Series



Time-Domain Results

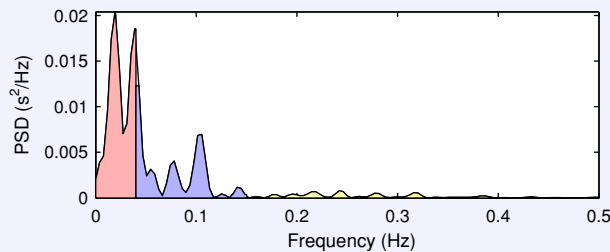
| Variable | Units | Value |
|---------------------|---------|--------|
| Mean RR* | (ms) | 532.7 |
| STD RR (SDNN) | (ms) | 26.1 |
| Mean HR* | (1/min) | 112.88 |
| STD HR | (1/min) | 5.09 |
| RMSSD | (ms) | 10.8 |
| NN50 | (count) | 0 |
| pNN50 | (%) | 0.0 |
| RR triangular index | | 4.346 |
| TINN | (ms) | 110.0 |

Distributions*



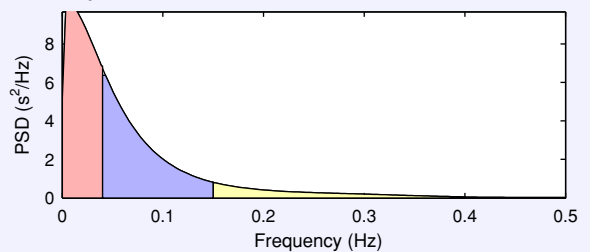
Frequency-Domain Results

FFT spectrum (Welch's periodogram: 256 s window with 50% overlap)



| Frequency Band | Peak (Hz) | Power (ms ²) | Power (%) | Power (n.u.) |
|-------------------|-----------|--------------------------|-----------|--------------|
| VLF (0–0.04 Hz) | 0.0195 | 452 | 57.4 | |
| LF (0.04–0.15 Hz) | 0.0430 | 283 | 36.0 | 84.5 |
| HF (0.15–0.4 Hz) | 0.2422 | 52 | 6.6 | 15.5 |
| Total | | 787 | | |
| LF/HF | | 5.465 | | |

AR Spectrum³ (AR model order = 16, not factorized)

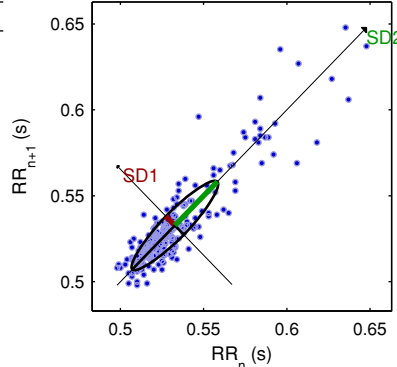


| Frequency Band | Peak (Hz) | Power (ms ²) | Power (%) | Power (n.u.) |
|-------------------|-----------|--------------------------|-----------|--------------|
| VLF (0–0.04 Hz) | 0.0039 | 349 | 48.5 | |
| LF (0.04–0.15 Hz) | 0.0430 | 302 | 42.0 | 81.5 |
| HF (0.15–0.4 Hz) | 0.1523 | 69 | 9.5 | 18.5 |
| Total | | 719 | | |
| LF/HF | | 4.400 | | |

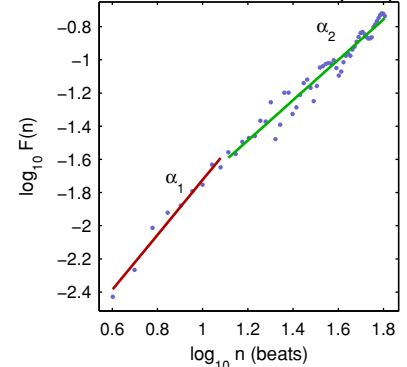
Nonlinear Results*

| Variable | Units | Value |
|--|---------|-------|
| Poincare plot | | |
| SD1 | (ms) | 7.6 |
| SD2 | (ms) | 36.1 |
| Recurrence plot | | |
| Mean line length (Lmean) | (beats) | 22.17 |
| Max line length (Lmax) | (beats) | 176 |
| Recurrence rate (REC) | (%) | 61.03 |
| Determinism (DET) | (%) | 99.81 |
| Shannon Entropy (ShanEn) | | 3.788 |
| Other | | |
| Approximate entropy (ApEn) | | 0.868 |
| Sample entropy (SampEn) | | 0.894 |
| Detrended fluctuations (DFA): α_1 | | 1.658 |
| Detrended fluctuations (DFA): α_2 | | 1.216 |
| Correlation dimension (D2) | | 0.372 |

Poincare Plot



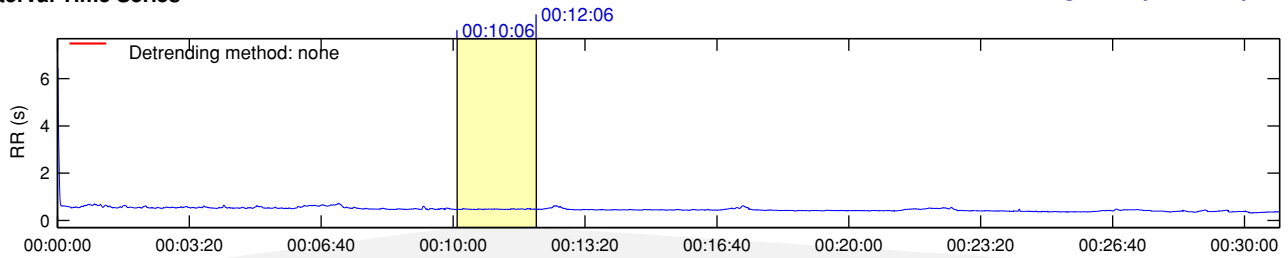
Detrended fluctuations (DFA)



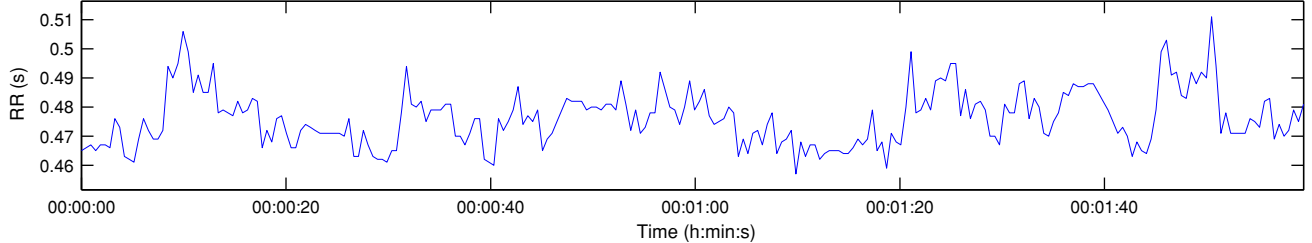
*Results are calculated from the non-detrended selected RR series.

RR Interval Time Series

Results for single samples: sample 2/6



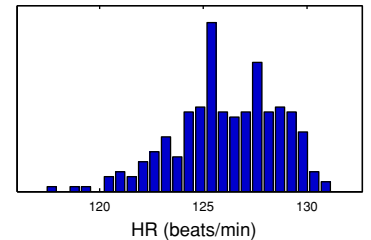
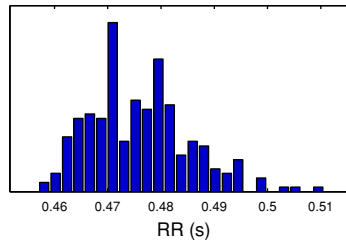
Selected RR Series



Time-Domain Results

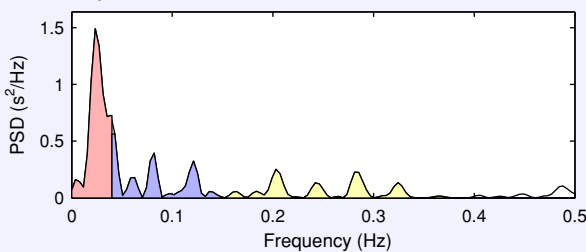
| Variable | Units | Value |
|---------------------|---------|--------|
| Mean RR* | (ms) | 476.1 |
| STD RR (SDNN) | (ms) | 9.4 |
| Mean HR* | (1/min) | 126.08 |
| STD HR | (1/min) | 2.46 |
| RMSSD | (ms) | 7.0 |
| NN50 | (count) | 0 |
| pNN50 | (%) | 0.0 |
| RR triangular index | | 3.150 |
| TINN | (ms) | 45.0 |

Distributions*



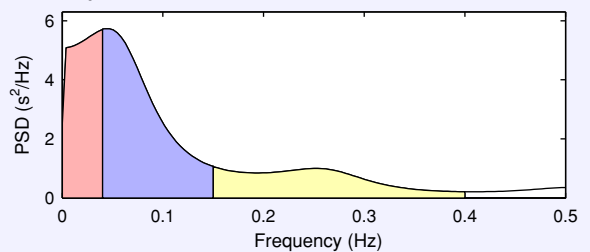
Frequency-Domain Results

FFT spectrum³ (Welch's periodogram: 256 s window with 50% overlap)



| Frequency Band | Peak (Hz) | Power (ms ²) | Power (%) | Power (n.u.) |
|-------------------|-----------|--------------------------|-----------|--------------|
| VLF (0-0.04 Hz) | 0.0234 | 27 | 49.9 | |
| LF (0.04-0.15 Hz) | 0.0430 | 15 | 27.5 | 54.8 |
| HF (0.15-0.4 Hz) | 0.2031 | 12 | 22.6 | 45.2 |
| Total | | 54 | | |
| LF/HF | | 1.214 | | |

AR Spectrum⁴ (AR model order = 16, not factorized)

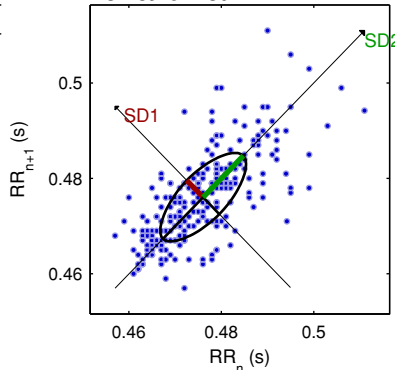


| Frequency Band | Peak (Hz) | Power (ms ²) | Power (%) | Power (n.u.) |
|-------------------|-----------|--------------------------|-----------|--------------|
| VLF (0-0.04 Hz) | 0.0391 | 21 | 28.6 | |
| LF (0.04-0.15 Hz) | 0.0469 | 35 | 48.3 | 67.7 |
| HF (0.15-0.4 Hz) | 0.1523 | 17 | 23.0 | 32.3 |
| Total | | 73 | | |
| LF/HF | | 2.100 | | |

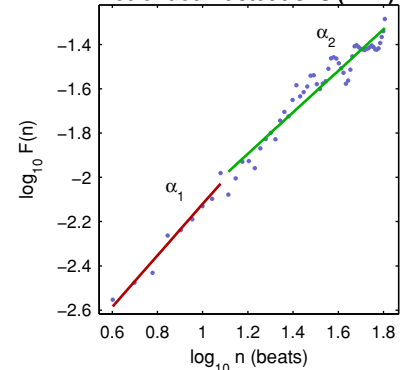
Nonlinear Results*

| Variable | Units | Value |
|--|---------|-------|
| Poincare plot | | |
| SD1 | (ms) | 5.0 |
| SD2 | (ms) | 12.3 |
| Recurrence plot | | |
| Mean line length (Lmean) | (beats) | 8.86 |
| Max line length (Lmax) | (beats) | 143 |
| Recurrence rate (REC) | (%) | 29.41 |
| Determinism (DET) | (%) | 98.45 |
| Shannon Entropy (ShanEn) | | 2.915 |
| Other | | |
| Approximate entropy (ApEn) | | 0.970 |
| Sample entropy (SampEn) | | 1.741 |
| Detrended fluctuations (DFA): α_1 | | 1.162 |
| Detrended fluctuations (DFA): α_2 | | 0.937 |
| Correlation dimension (D2) | | 0.000 |

Poincare Plot



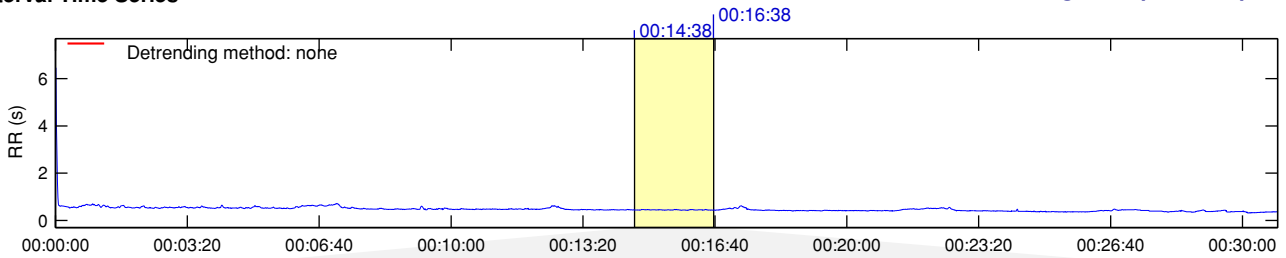
Detrended fluctuations (DFA)



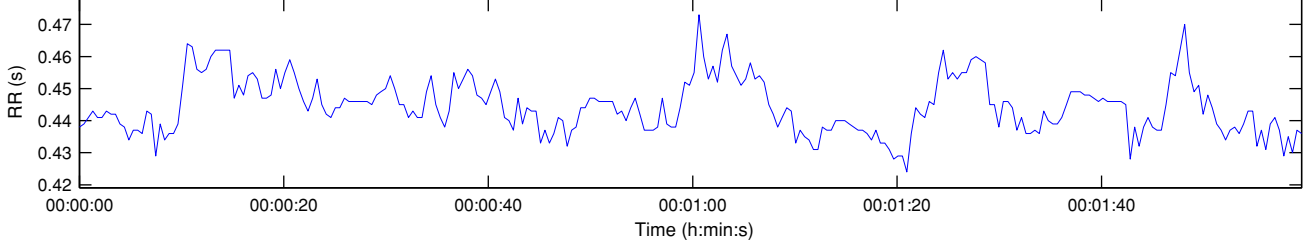
*Results are calculated from the non-detrended selected RR series.

RR Interval Time Series

Results for single samples: sample 3/6



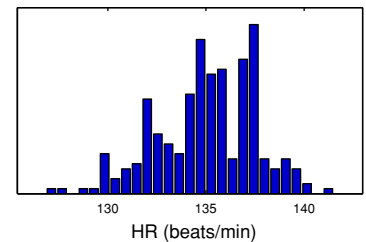
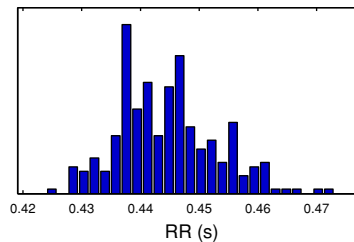
Selected RR Series



Time-Domain Results

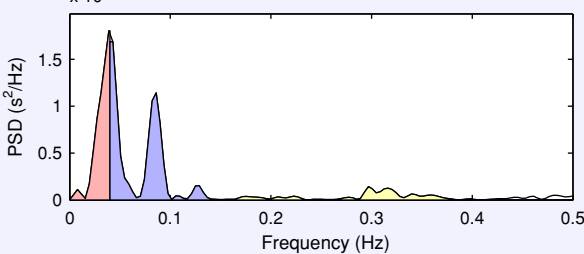
| Variable | Units | Value |
|---------------------|---------|--------|
| Mean RR* | (ms) | 444.5 |
| STD RR (SDNN) | (ms) | 8.4 |
| Mean HR* | (1/min) | 135.04 |
| STD HR | (1/min) | 2.54 |
| RMSSD | (ms) | 5.1 |
| NN50 | (count) | 0 |
| pNN50 | (%) | 0.0 |
| RR triangular index | | 2.700 |
| TINN | (ms) | 40.0 |

Distributions*



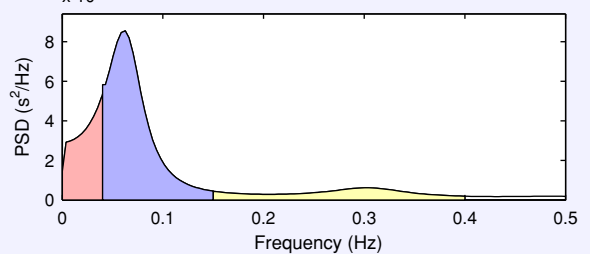
Frequency-Domain Results

FFT spectrum³ (Welch's periodogram: 256 s window with 50% overlap)



| Frequency Band | Peak (Hz) | Power (ms ²) | Power (%) | Power (n.u.) |
|-------------------|-----------|--------------------------|-----------|--------------|
| VLF (0-0.04 Hz) | 0.0391 | 23 | 33.9 | |
| LF (0.04-0.15 Hz) | 0.0430 | 36 | 53.9 | 81.5 |
| HF (0.15-0.4 Hz) | 0.2969 | 8 | 12.2 | 18.5 |
| Total | | 66 | | |
| LF/HF | | 4.401 | | |

AR Spectrum⁴ (AR model order = 16, not factorized)

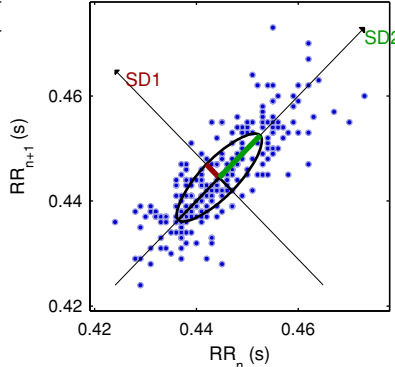


| Frequency Band | Peak (Hz) | Power (ms ²) | Power (%) | Power (n.u.) |
|-------------------|-----------|--------------------------|-----------|--------------|
| VLF (0-0.04 Hz) | 0.0391 | 14 | 22.6 | |
| LF (0.04-0.15 Hz) | 0.0625 | 39 | 62.6 | 80.8 |
| HF (0.15-0.4 Hz) | 0.3047 | 9 | 14.9 | 19.2 |
| Total | | 63 | | |
| LF/HF | | 4.208 | | |

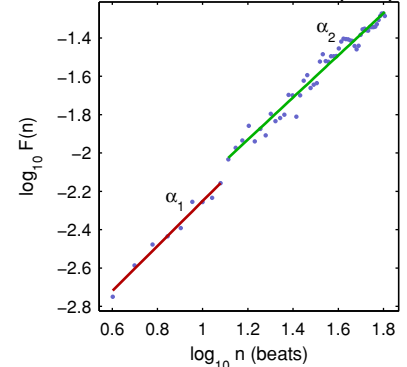
Nonlinear Results*

| Variable | Units | Value |
|--|---------|-------|
| Poincare plot | | |
| SD1 | (ms) | 3.6 |
| SD2 | (ms) | 11.4 |
| Recurrence plot | | |
| Mean line length (Lmean) | (beats) | 10.86 |
| Max line length (Lmax) | (beats) | 127 |
| Recurrence rate (REC) | (%) | 34.86 |
| Determinism (DET) | (%) | 98.80 |
| Shannon Entropy (ShanEn) | | 3.171 |
| Other | | |
| Approximate entropy (ApEn) | | 0.936 |
| Sample entropy (SampEn) | | 1.225 |
| Detrended fluctuations (DFA): α_1 | | 1.173 |
| Detrended fluctuations (DFA): α_2 | | 1.099 |
| Correlation dimension (D2) | | 0.000 |

Poincare Plot



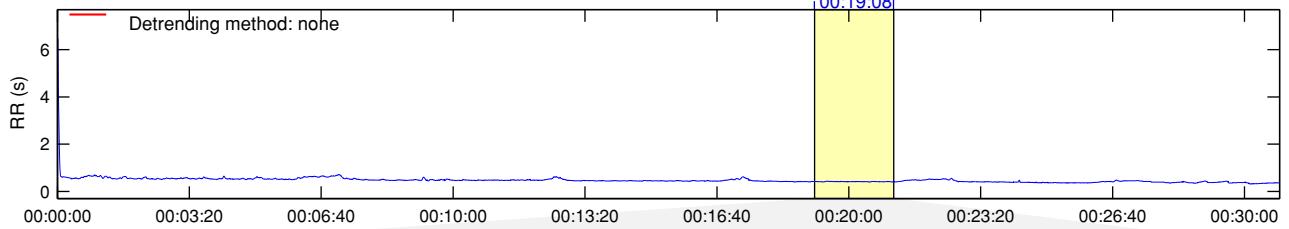
Detrended fluctuations (DFA)



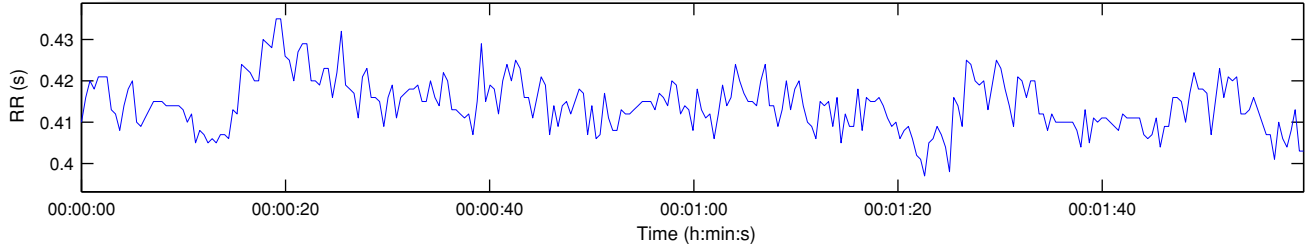
*Results are calculated from the non-detrended selected RR series.

RR Interval Time Series

Results for single samples: sample 4/6



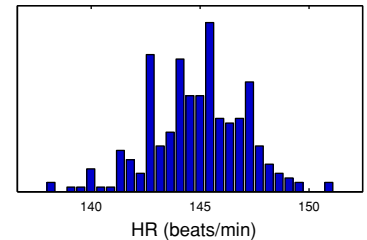
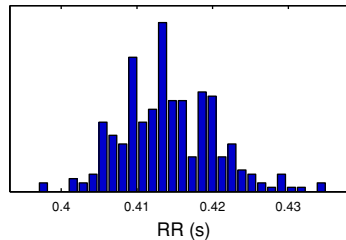
Selected RR Series



Time-Domain Results

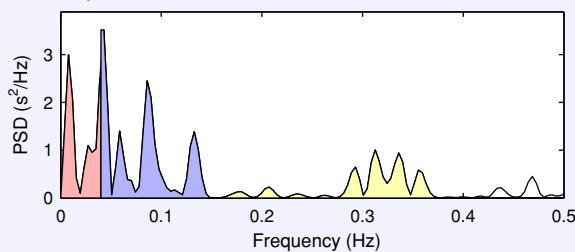
| Variable | Units | Value |
|---------------------|---------|--------|
| Mean RR* | (ms) | 414.3 |
| STD RR (SDNN) | (ms) | 6.2 |
| Mean HR* | (1/min) | 144.87 |
| STD HR | (1/min) | 2.17 |
| RMSSD | (ms) | 5.0 |
| NN50 | (count) | 0 |
| pNN50 | (%) | 0.0 |
| RR triangular index | | 2.589 |
| TINN | (ms) | 30.0 |

Distributions*



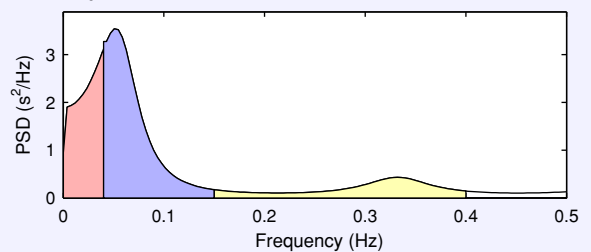
Frequency-Domain Results

FFT spectrum[†] (Welch's periodogram: 256 s window with 50% overlap)



| Frequency Band | Peak (Hz) | Power (ms ²) | Power (%) | Power (n.u.) |
|-------------------|-----------|--------------------------|-----------|--------------|
| VLF (0–0.04 Hz) | 0.0078 | 5 | 26.2 | |
| LF (0.04–0.15 Hz) | 0.0430 | 9 | 48.2 | 65.4 |
| HF (0.15–0.4 Hz) | 0.3125 | 5 | 25.6 | 34.6 |
| Total | | 19 | | |
| LF/HF | | 1.888 | | |

AR Spectrum[†] (AR model order = 16, not factorized)

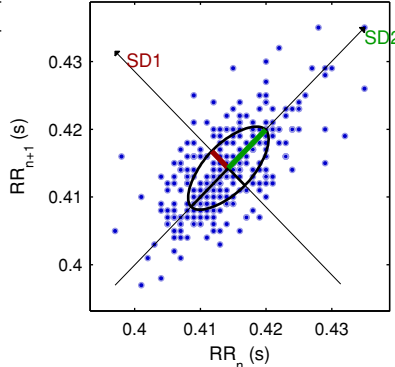


| Frequency Band | Peak (Hz) | Power (ms ²) | Power (%) | Power (n.u.) |
|-------------------|-----------|--------------------------|-----------|--------------|
| VLF (0–0.04 Hz) | 0.0391 | 9 | 30.5 | |
| LF (0.04–0.15 Hz) | 0.0508 | 15 | 52.1 | 74.9 |
| HF (0.15–0.4 Hz) | 0.3320 | 5 | 17.5 | 25.1 |
| Total | | 30 | | |
| LF/HF | | 2.984 | | |

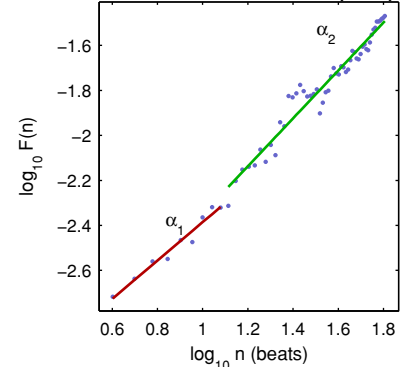
Nonlinear Results*

| Variable | Units | Value |
|--|---------|-------|
| Poincare plot | | |
| SD1 | (ms) | 3.6 |
| SD2 | (ms) | 8.0 |
| Recurrence plot | | |
| Mean line length (Lmean) | (beats) | 9.67 |
| Max line length (Lmax) | (beats) | 78 |
| Recurrence rate (REC) | (%) | 31.75 |
| Determinism (DET) | (%) | 97.73 |
| Shannon Entropy (ShanEn) | | 3.050 |
| Other | | |
| Approximate entropy (ApEn) | | 1.134 |
| Sample entropy (SampEn) | | 1.366 |
| Detrended fluctuations (DFA): α_1 | | 0.853 |
| Detrended fluctuations (DFA): α_2 | | 1.065 |
| Correlation dimension (D2) | | 0.000 |

Poincare Plot



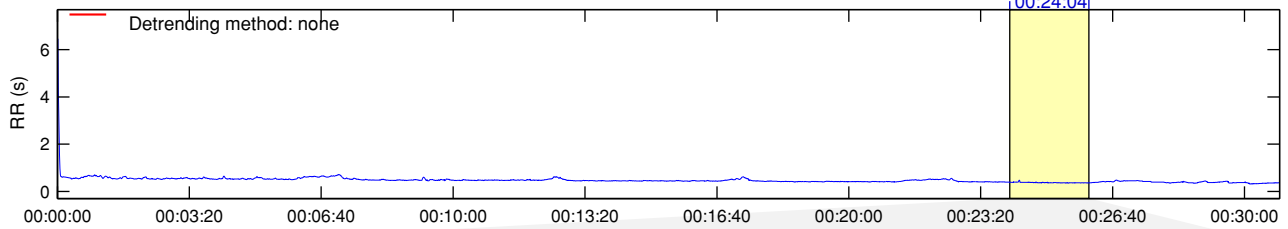
Detrended fluctuations (DFA)



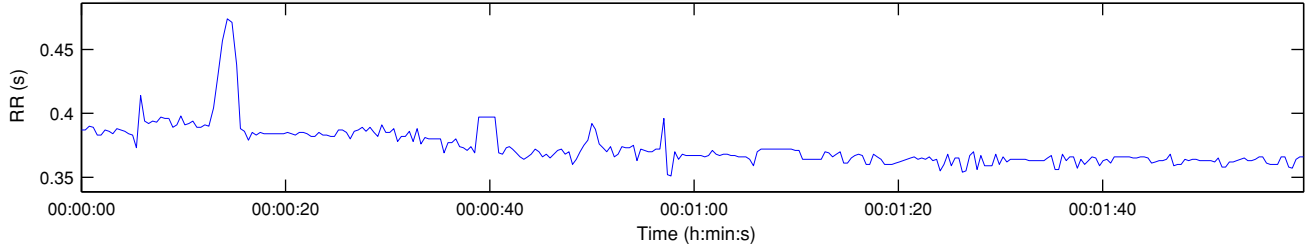
*Results are calculated from the non-detrended selected RR series.

RR Interval Time Series

Results for single samples: sample 5/6



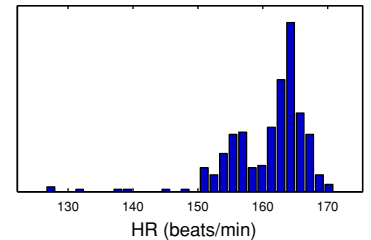
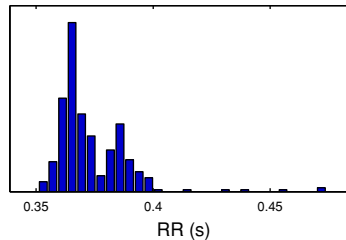
Selected RR Series



Time-Domain Results

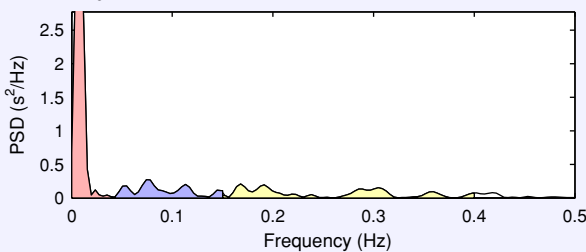
| Variable | Units | Value |
|---------------------|---------|--------|
| Mean RR* | (ms) | 373.3 |
| STD RR (SDNN) | (ms) | 15.2 |
| Mean HR* | (1/min) | 160.97 |
| STD HR | (1/min) | 5.95 |
| RMSSD | (ms) | 7.3 |
| NN50 | (count) | 0 |
| pNN50 | (%) | 0.0 |
| RR triangular index | | 2.576 |
| TINN | (ms) | 85.0 |

Distributions*



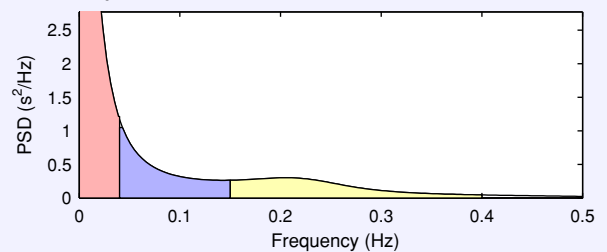
Frequency-Domain Results

FFT spectrum² (Welch's periodogram: 256 s window with 50% overlap)



| Frequency Band | Peak (Hz) | Power (ms ²) | Power (%) | Power (n.u.) |
|-------------------|-----------|--------------------------|-----------|--------------|
| VLF (0-0.04 Hz) | 0.0078 | 47 | 62.6 | |
| LF (0.04-0.15 Hz) | 0.0742 | 12 | 16.2 | 43.4 |
| HF (0.15-0.4 Hz) | 0.1680 | 16 | 21.2 | 56.6 |
| Total | | 74 | | |
| LF/HF | | 0.767 | | |

AR Spectrum³ (AR model order = 16, not factorized)

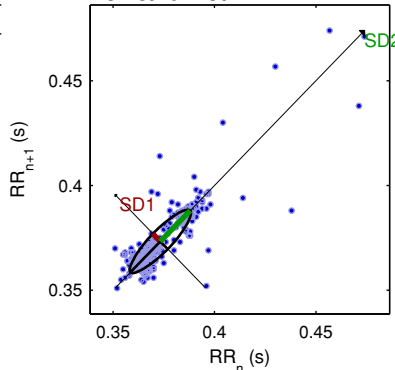


| Frequency Band | Peak (Hz) | Power (ms ²) | Power (%) | Power (n.u.) |
|-------------------|-----------|--------------------------|-----------|--------------|
| VLF (0-0.04 Hz) | 0.0039 | 137 | 60.2 | |
| LF (0.04-0.15 Hz) | 0.0430 | 48 | 21.1 | 53.1 |
| HF (0.15-0.4 Hz) | 0.2070 | 43 | 18.7 | 46.9 |
| Total | | 228 | | |
| LF/HF | | 1.132 | | |

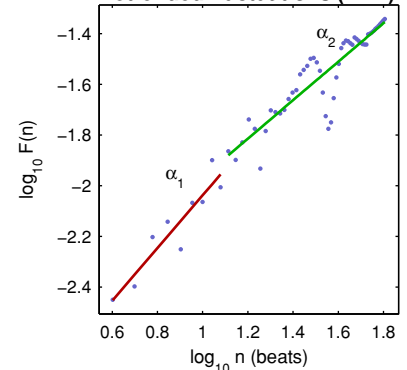
Nonlinear Results*

| Variable | Units | Value |
|--|---------|-------|
| Poincare plot | | |
| SD1 | (ms) | 5.2 |
| SD2 | (ms) | 20.8 |
| Recurrence plot | | |
| Mean line length (Lmean) | (beats) | 33.87 |
| Max line length (Lmax) | (beats) | 246 |
| Recurrence rate (REC) | (%) | 56.22 |
| Determinism (DET) | (%) | 99.73 |
| Shannon Entropy (ShanEn) | | 4.024 |
| Other | | |
| Approximate entropy (ApEn) | | 0.690 |
| Sample entropy (SampEn) | | 0.498 |
| Detrended fluctuations (DFA): α_1 | | 1.042 |
| Detrended fluctuations (DFA): α_2 | | 0.760 |
| Correlation dimension (D2) | | 0.085 |

Poincare Plot



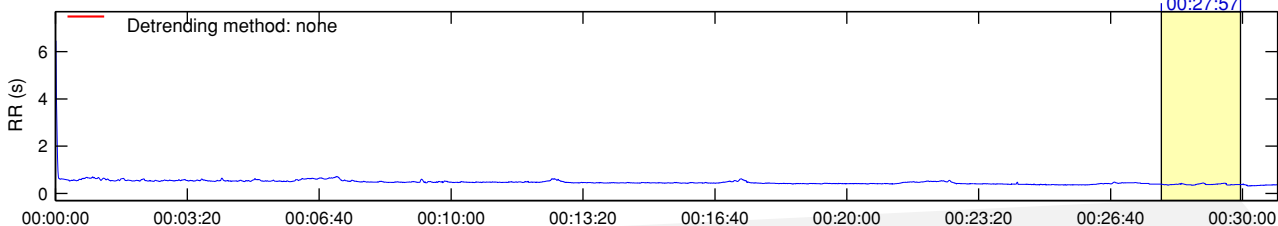
Detrended fluctuations (DFA)



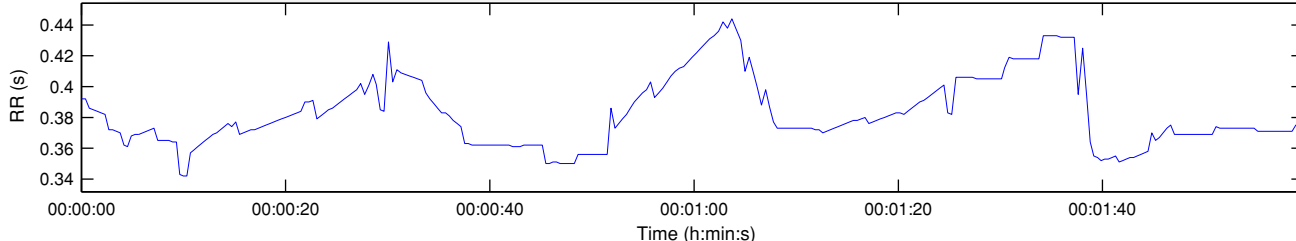
*Results are calculated from the non-detrended selected RR series.

RR Interval Time Series

Results for single samples: sample 6/6



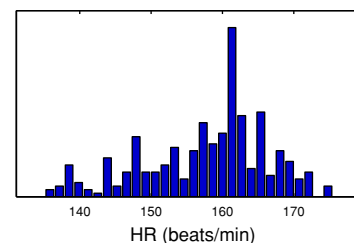
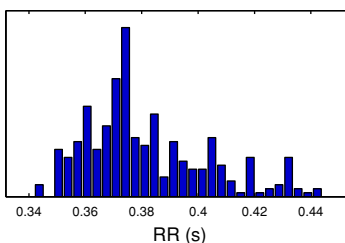
Selected RR Series



Time-Domain Results

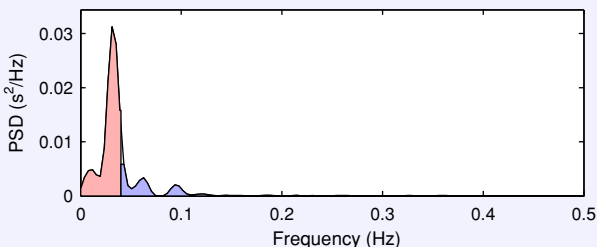
| Variable | Units | Value |
|---------------------|---------|--------|
| Mean RR* | (ms) | 381.8 |
| STD RR (SDNN) | (ms) | 21.9 |
| Mean HR* | (1/min) | 157.67 |
| STD HR | (1/min) | 8.70 |
| RMSSD | (ms) | 6.6 |
| NN50 | (count) | 0 |
| pNN50 | (%) | 0.0 |
| RR triangular index | | 4.315 |
| TINN | (ms) | 80.0 |

Distributions*



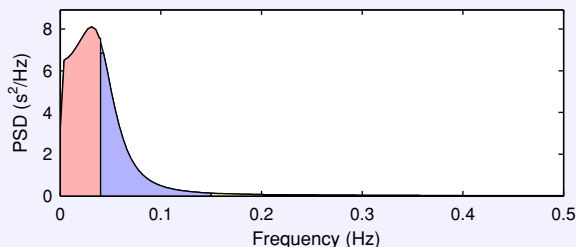
Frequency-Domain Results

FFT spectrum (Welch's periodogram: 256 s window with 50% overlap)



| Frequency Band | Peak (Hz) | Power (ms ²) | Power (%) | Power (n.u.) |
|-------------------|-----------|--------------------------|-----------|--------------|
| VLF (0–0.04 Hz) | 0.0313 | 476 | 77.5 | |
| LF (0.04–0.15 Hz) | 0.0430 | 131 | 21.3 | 94.6 |
| HF (0.15–0.4 Hz) | 0.1836 | 7 | 1.2 | 5.4 |
| Total | | 614 | | |
| LF/HF | | 17.660 | | |

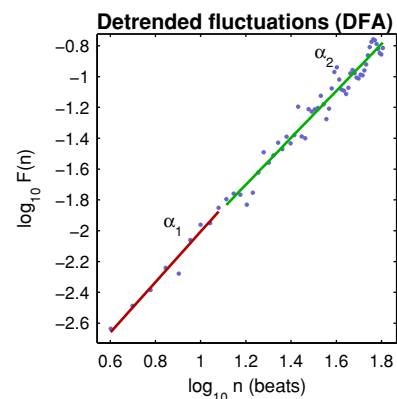
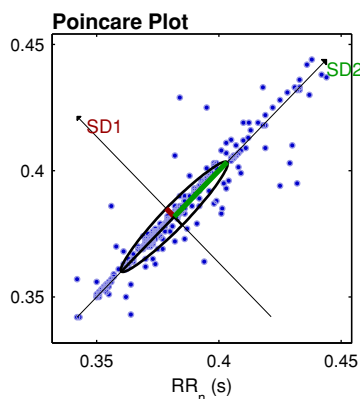
AR Spectrum³ (AR model order = 16, not factorized)



| Frequency Band | Peak (Hz) | Power (ms ²) | Power (%) | Power (n.u.) |
|-------------------|-----------|--------------------------|-----------|--------------|
| VLF (0–0.04 Hz) | 0.0313 | 287 | 61.2 | |
| LF (0.04–0.15 Hz) | 0.0430 | 171 | 36.4 | 93.8 |
| HF (0.15–0.4 Hz) | 0.1523 | 11 | 2.4 | 6.2 |
| Total | | 469 | | |
| LF/HF | | 15.020 | | |

Nonlinear Results*

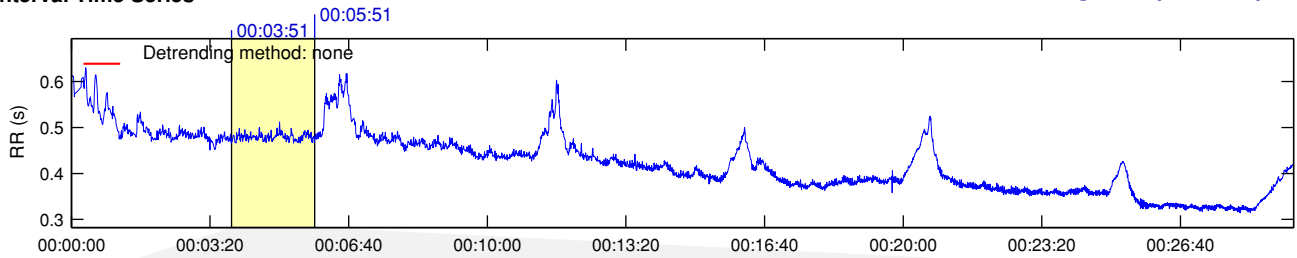
| Variable | Units | Value |
|--|---------|-------|
| Poincare plot | | |
| SD1 | (ms) | 4.7 |
| SD2 | (ms) | 30.6 |
| Recurrence plot | | |
| Mean line length (Lmean) | (beats) | 24.17 |
| Max line length (Lmax) | (beats) | 246 |
| Recurrence rate (REC) | (%) | 49.59 |
| Determinism (DET) | (%) | 99.84 |
| Shannon Entropy (ShanEn) | | 4.009 |
| Other | | |
| Approximate entropy (ApEn) | | 0.447 |
| Sample entropy (SampEn) | | 0.261 |
| Detrended fluctuations (DFA): α_1 | | 1.638 |
| Detrended fluctuations (DFA): α_2 | | 1.521 |
| Correlation dimension (D2) | | 0.548 |



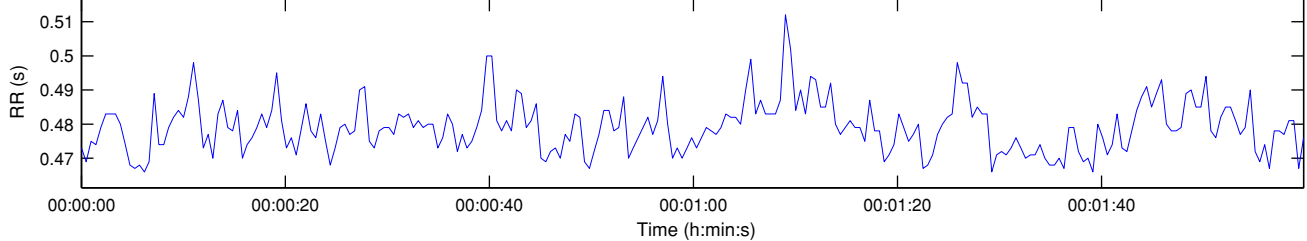
*Results are calculated from the non-detrended selected RR series.

RR Interval Time Series

Results for single samples: sample 1/6



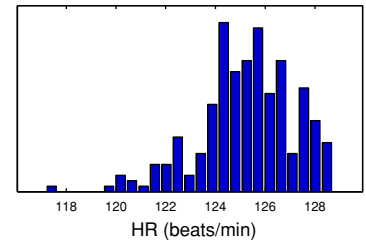
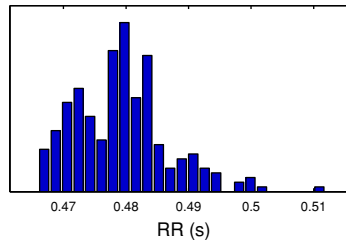
Selected RR Series



Time-Domain Results

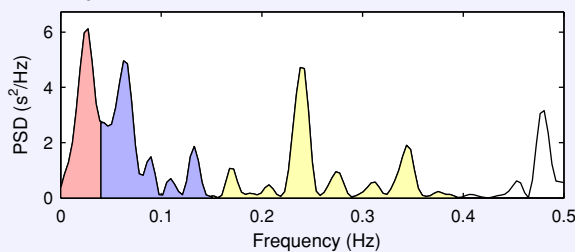
| Variable | Units | Value |
|---------------------|---------|--------|
| Mean RR* | (ms) | 479.1 |
| STD RR (SDNN) | (ms) | 7.5 |
| Mean HR* | (1/min) | 125.26 |
| STD HR | (1/min) | 1.94 |
| RMSSD | (ms) | 7.0 |
| NN50 | (count) | 0 |
| pNN50 | (%) | 0.0 |
| RR triangular index | | 2.437 |
| TINN | (ms) | 40.0 |

Distributions*



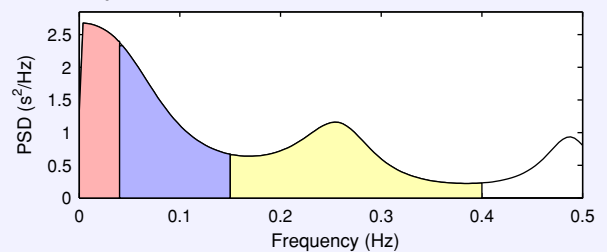
Frequency-Domain Results

FFT spectrum[†] (Welch's periodogram: 256 s window with 50% overlap)



| Frequency Band | Peak (Hz) | Power (ms ²) | Power (%) | Power (n.u.) |
|-------------------|-----------|--------------------------|-----------|--------------|
| VLF (0–0.04 Hz) | 0.0273 | 14 | 28.2 | |
| LF (0.04–0.15 Hz) | 0.0625 | 18 | 36.6 | 50.9 |
| HF (0.15–0.4 Hz) | 0.2383 | 17 | 35.3 | 49.1 |
| Total | | 48 | | |
| LF/HF | | 1.037 | | |

AR Spectrum[†] (AR model order = 16, not factorized)

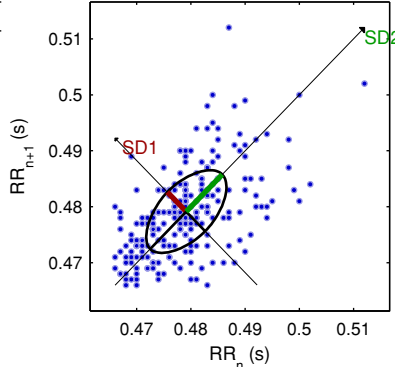


| Frequency Band | Peak (Hz) | Power (ms ²) | Power (%) | Power (n.u.) |
|-------------------|-----------|--------------------------|-----------|--------------|
| VLF (0–0.04 Hz) | 0.0039 | 10 | 25.0 | |
| LF (0.04–0.15 Hz) | 0.0430 | 15 | 36.1 | 48.1 |
| HF (0.15–0.4 Hz) | 0.2539 | 16 | 39.0 | 51.9 |
| Total | | 40 | | |
| LF/HF | | 0.926 | | |

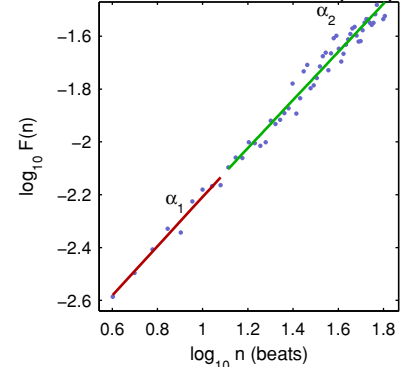
Nonlinear Results*

| Variable | Units | Value |
|--|---------|-------|
| Poincare plot | | |
| SD1 | (ms) | 4.9 |
| SD2 | (ms) | 9.4 |
| Recurrence plot | | |
| Mean line length (Lmean) | (beats) | 6.54 |
| Max line length (Lmax) | (beats) | 50 |
| Recurrence rate (REC) | (%) | 20.06 |
| Determinism (DET) | (%) | 94.89 |
| Shannon Entropy (ShanEn) | | 2.584 |
| Other | | |
| Approximate entropy (ApEn) | | 1.020 |
| Sample entropy (SampEn) | | 1.706 |
| Detrended fluctuations (DFA): α_1 | | 0.935 |
| Detrended fluctuations (DFA): α_2 | | 0.911 |
| Correlation dimension (D2) | | 0.000 |

Poincare Plot



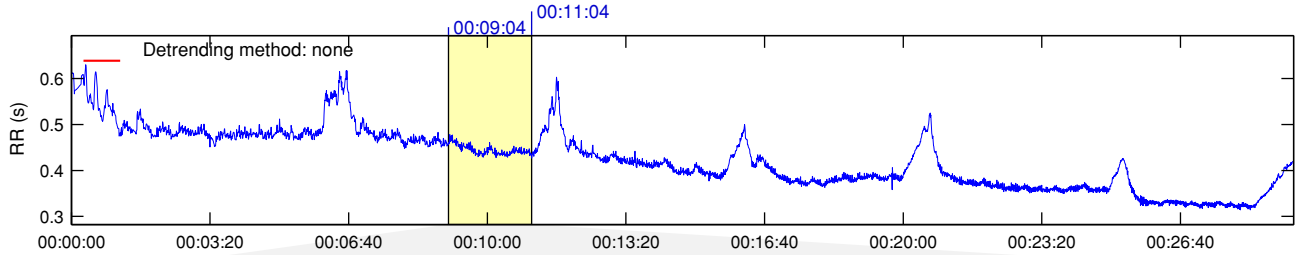
Detrended fluctuations (DFA)



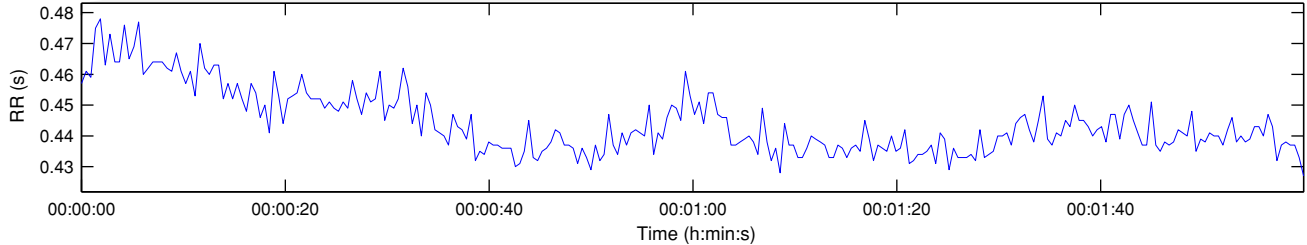
*Results are calculated from the non-detrended selected RR series.

RR Interval Time Series

Results for single samples: sample 2/6



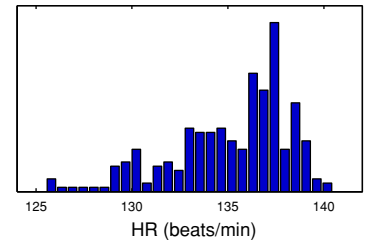
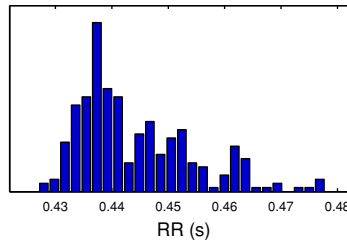
Selected RR Series



Time-Domain Results

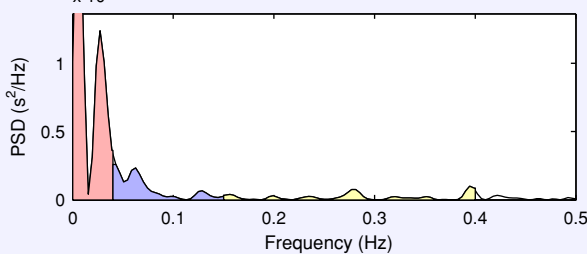
| Variable | Units | Value |
|---------------------|---------|--------|
| Mean RR* | (ms) | 444.1 |
| STD RR (SDNN) | (ms) | 10.2 |
| Mean HR* | (1/min) | 135.16 |
| STD HR | (1/min) | 3.04 |
| RMSSD | (ms) | 6.3 |
| NN50 | (count) | 0 |
| pNN50 | (%) | 0.0 |
| RR triangular index | | 2.657 |
| TINN | (ms) | 40.0 |

Distributions*



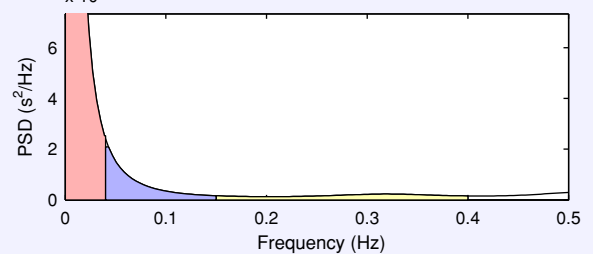
Frequency-Domain Results

FFT spectrum³ (Welch's periodogram: 256 s window with 50% overlap)



| Frequency Band | Peak (Hz) | Power (ms ²) | Power (%) | Power (n.u.) |
|-------------------|-----------|--------------------------|-----------|--------------|
| VLF (0–0.04 Hz) | 0.0039 | 40 | 74.5 | |
| LF (0.04–0.15 Hz) | 0.0430 | 9 | 16.7 | 65.4 |
| HF (0.15–0.4 Hz) | 0.3945 | 5 | 8.8 | 34.6 |
| Total | | 53 | | |
| LF/HF | | 1.887 | | |

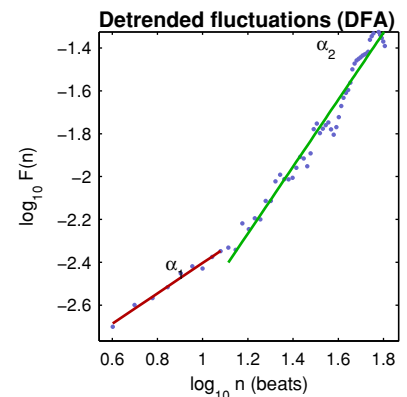
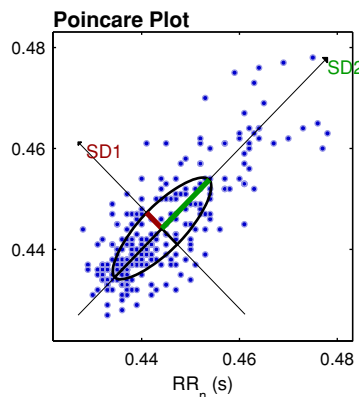
AR Spectrum⁴ (AR model order = 16, not factorized)



| Frequency Band | Peak (Hz) | Power (ms ²) | Power (%) | Power (n.u.) |
|-------------------|-----------|--------------------------|-----------|--------------|
| VLF (0–0.04 Hz) | 0.0039 | 58 | 84.0 | |
| LF (0.04–0.15 Hz) | 0.0430 | 7 | 9.8 | 61.4 |
| HF (0.15–0.4 Hz) | 0.3203 | 4 | 6.2 | 38.6 |
| Total | | 69 | | |
| LF/HF | | 1.593 | | |

Nonlinear Results*

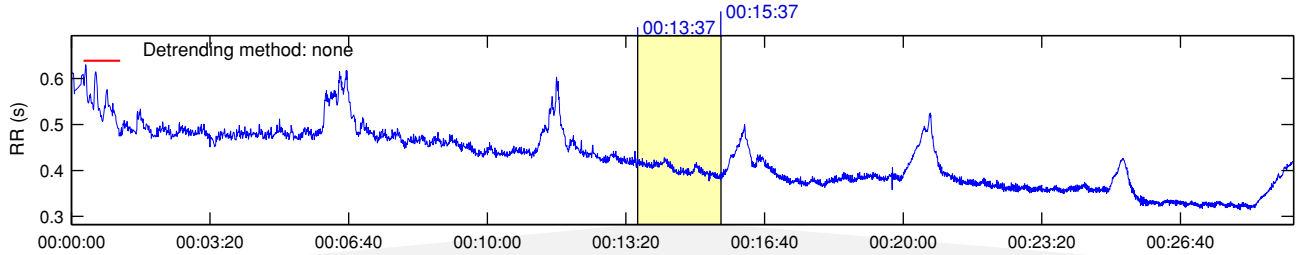
| Variable | Units | Value |
|--|---------|-------|
| Poincare plot | | |
| SD1 | (ms) | 4.4 |
| SD2 | (ms) | 13.7 |
| Recurrence plot | | |
| Mean line length (Lmean) | (beats) | 28.36 |
| Max line length (Lmax) | (beats) | 259 |
| Recurrence rate (REC) | (%) | 52.81 |
| Determinism (DET) | (%) | 99.36 |
| Shannon Entropy (ShanEn) | | 4.038 |
| Other | | |
| Approximate entropy (ApEn) | | 1.030 |
| Sample entropy (SampEn) | | 1.141 |
| Detrended fluctuations (DFA): α_1 | | 0.710 |
| Detrended fluctuations (DFA): α_2 | | 1.563 |
| Correlation dimension (D2) | | 0.002 |



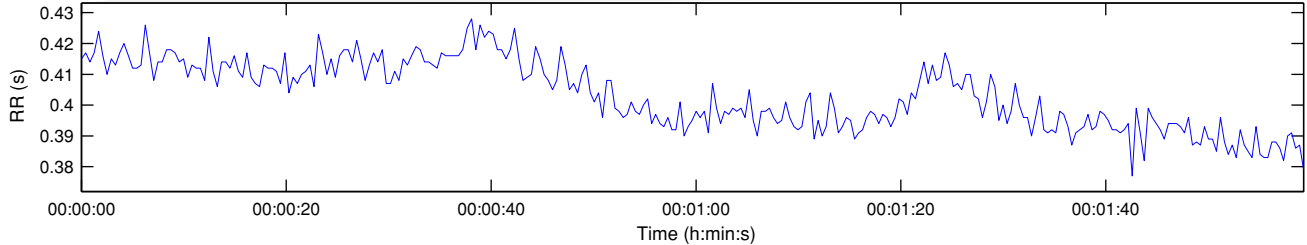
*Results are calculated from the non-detrended selected RR series.

RR Interval Time Series

Results for single samples: sample 3/6



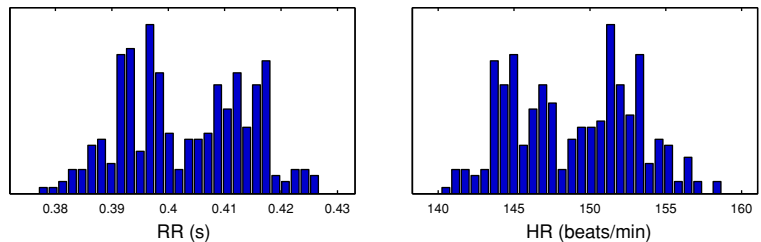
Selected RR Series



Time-Domain Results

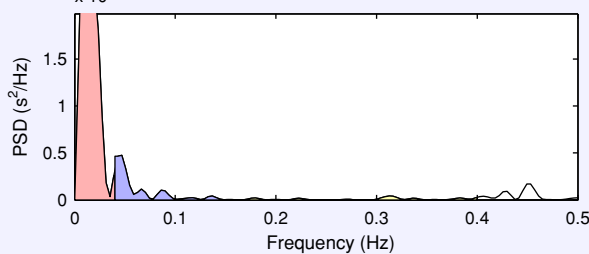
| Variable | Units | Value |
|---------------------|---------|--------|
| Mean RR* | (ms) | 403.1 |
| STD RR (SDNN) | (ms) | 11.0 |
| Mean HR* | (1/min) | 148.97 |
| STD HR | (1/min) | 4.07 |
| RMSSD | (ms) | 5.7 |
| NN50 | (count) | 0 |
| pNN50 | (%) | 0.0 |
| RR triangular index | | 3.536 |
| TINN | (ms) | 45.0 |

Distributions*



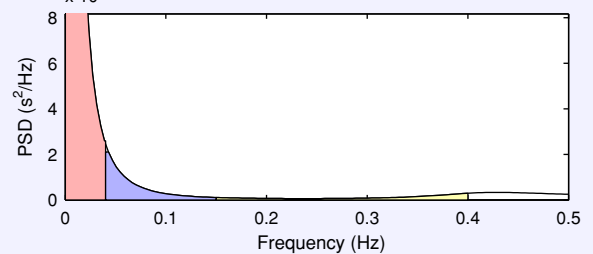
Frequency-Domain Results

FFT spectrum³ (Welch's periodogram: 256 s window with 50% overlap)



| Frequency Band | Peak (Hz) | Power (ms ²) | Power (%) | Power (n.u.) |
|-------------------|-----------|--------------------------|-----------|--------------|
| VLF (0-0.04 Hz) | 0.0078 | 63 | 84.7 | |
| LF (0.04-0.15 Hz) | 0.0469 | 9 | 12.6 | 82.4 |
| HF (0.15-0.4 Hz) | 0.3125 | 2 | 2.7 | 17.6 |
| Total | | 74 | | |
| LF/HF | | 4.682 | | |

AR Spectrum⁴ (AR model order = 16, not factorized)

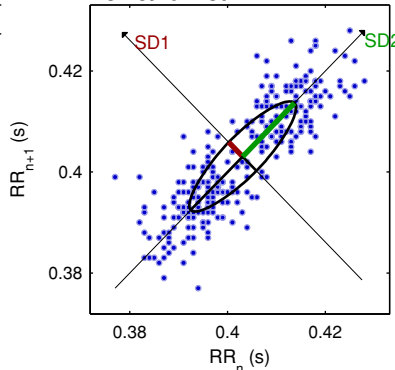


| Frequency Band | Peak (Hz) | Power (ms ²) | Power (%) | Power (n.u.) |
|-------------------|-----------|--------------------------|-----------|--------------|
| VLF (0-0.04 Hz) | 0.0039 | 84 | 90.7 | |
| LF (0.04-0.15 Hz) | 0.0430 | 6 | 6.6 | 70.3 |
| HF (0.15-0.4 Hz) | 0.3984 | 3 | 2.8 | 29.7 |
| Total | | 92 | | |
| LF/HF | | 2.369 | | |

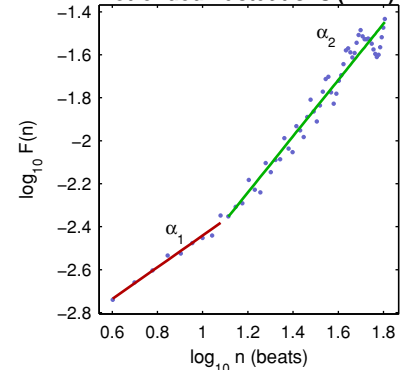
Nonlinear Results*

| Variable | Units | Value |
|--|---------|-------|
| Poincare plot | | |
| SD1 | (ms) | 4.0 |
| SD2 | (ms) | 15.0 |
| Recurrence plot | | |
| Mean line length (Lmean) | (beats) | 31.63 |
| Max line length (Lmax) | (beats) | 286 |
| Recurrence rate (REC) | (%) | 46.26 |
| Determinism (DET) | (%) | 99.59 |
| Shannon Entropy (ShanEn) | | 4.125 |
| Other | | |
| Approximate entropy (ApEn) | | 1.055 |
| Sample entropy (SampEn) | | 1.159 |
| Detrended fluctuations (DFA): α_1 | | 0.738 |
| Detrended fluctuations (DFA): α_2 | | 1.309 |
| Correlation dimension (D2) | | 0.001 |

Poincare Plot



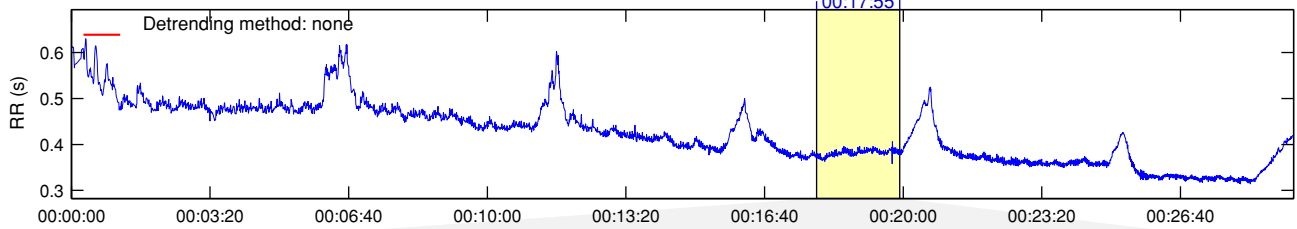
Detrended fluctuations (DFA)



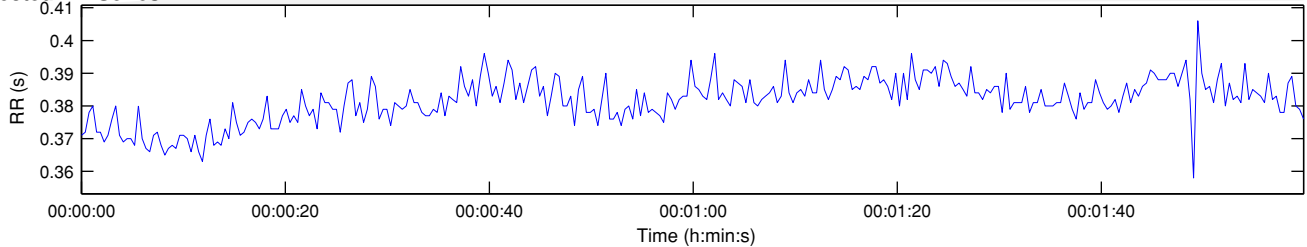
*Results are calculated from the non-detrended selected RR series.

RR Interval Time Series

Results for single samples: sample 4/6



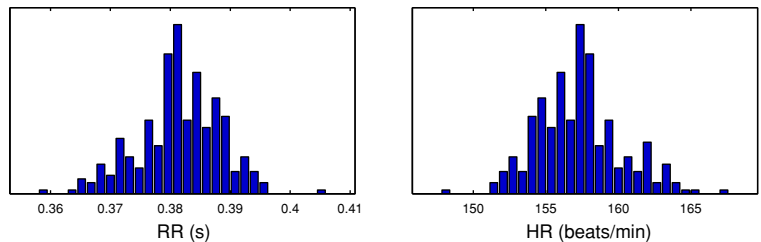
Selected RR Series



Time-Domain Results

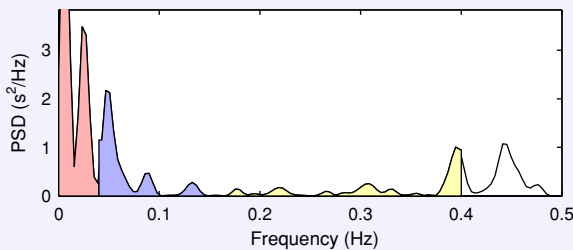
| Variable | Units | Value |
|---------------------|---------|--------|
| Mean RR* | (ms) | 381.6 |
| STD RR (SDNN) | (ms) | 6.9 |
| Mean HR* | (1/min) | 157.28 |
| STD HR | (1/min) | 2.85 |
| RMSSD | (ms) | 6.2 |
| NN50 | (count) | 0 |
| pNN50 | (%) | 0.0 |
| RR triangular index | | 2.540 |
| TINN | (ms) | 35.0 |

Distributions*



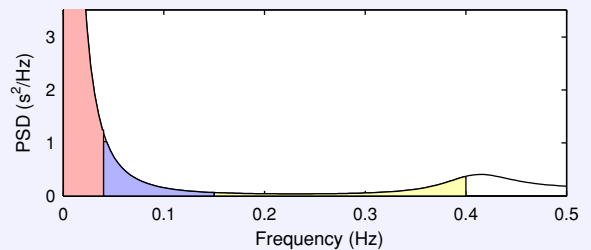
Frequency-Domain Results

FFT spectrum¹ (Welch's periodogram: 256 s window with 50% overlap)



| Frequency Band | Peak (Hz) | Power (ms ²) | Power (%) | Power (n.u.) |
|-------------------|-----------|--------------------------|-----------|--------------|
| VLF (0-0.04 Hz) | 0.0039 | 11 | 59.9 | |
| LF (0.04-0.15 Hz) | 0.0469 | 4 | 24.8 | 61.8 |
| HF (0.15-0.4 Hz) | 0.3945 | 3 | 15.3 | 38.2 |
| Total | | 18 | | |
| LF/HF | | 1.619 | | |

AR Spectrum⁴ (AR model order = 16, not factorized)

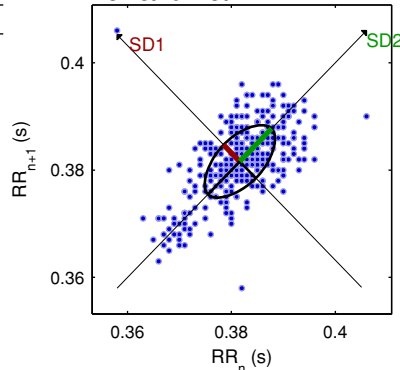


| Frequency Band | Peak (Hz) | Power (ms ²) | Power (%) | Power (n.u.) |
|-------------------|-----------|--------------------------|-----------|--------------|
| VLF (0-0.04 Hz) | 0.0039 | 23 | 81.2 | |
| LF (0.04-0.15 Hz) | 0.0430 | 3 | 11.1 | 59.2 |
| HF (0.15-0.4 Hz) | 0.3984 | 2 | 7.7 | 40.8 |
| Total | | 29 | | |
| LF/HF | | 1.450 | | |

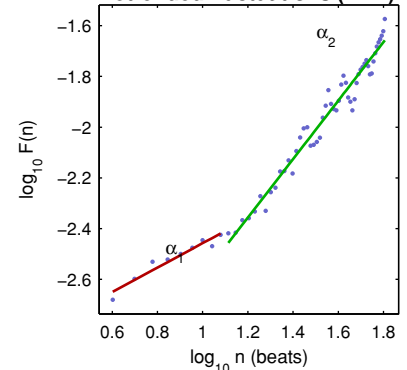
Nonlinear Results*

| Variable | Units | Value |
|--|---------|-------|
| Poincare plot | | |
| SD1 | (ms) | 4.4 |
| SD2 | (ms) | 8.7 |
| Recurrence plot | | |
| Mean line length (Lmean) | (beats) | 12.61 |
| Max line length (Lmax) | (beats) | 202 |
| Recurrence rate (REC) | (%) | 39.39 |
| Determinism (DET) | (%) | 98.33 |
| Shannon Entropy (ShanEn) | | 3.284 |
| Other | | |
| Approximate entropy (ApEn) | | 1.189 |
| Sample entropy (SampEn) | | 1.752 |
| Detrended fluctuations (DFA): α_1 | | 0.481 |
| Detrended fluctuations (DFA): α_2 | | 1.153 |
| Correlation dimension (D2) | | 0.000 |

Poincare Plot



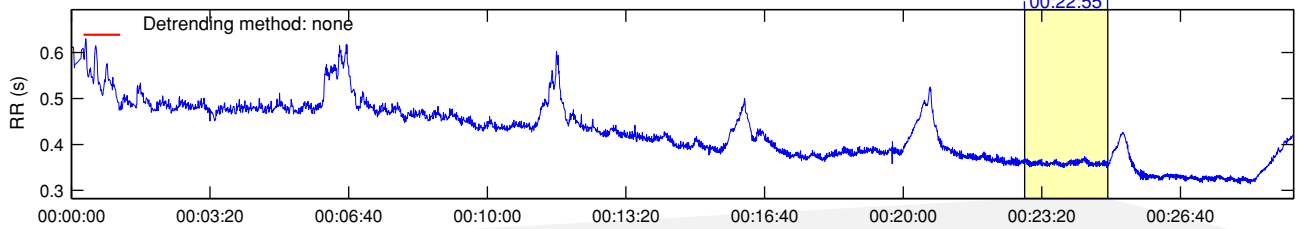
Detrended fluctuations (DFA)



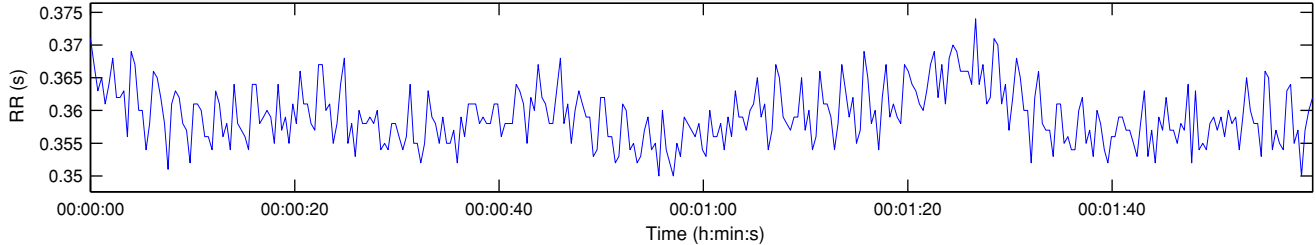
*Results are calculated from the non-detrended selected RR series.

RR Interval Time Series

Results for single samples: sample 5/6



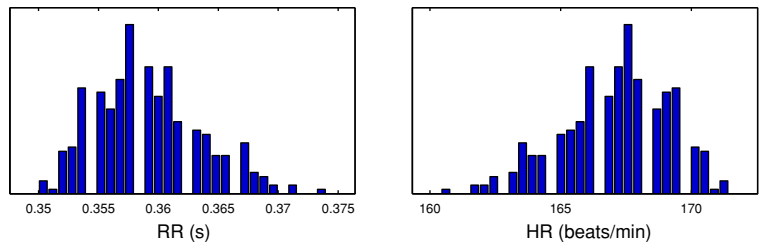
Selected RR Series



Time-Domain Results

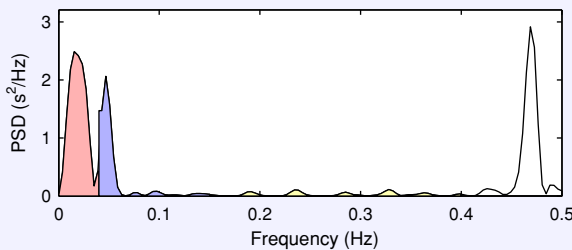
| Variable | Units | Value |
|---------------------|---------|--------|
| Mean RR* | (ms) | 359.2 |
| STD RR (SDNN) | (ms) | 4.4 |
| Mean HR* | (1/min) | 167.05 |
| STD HR | (1/min) | 2.04 |
| RMSSD | (ms) | 4.9 |
| NN50 | (count) | 0 |
| pNN50 | (%) | 0.0 |
| RR triangular index | | 2.075 |
| TINN | (ms) | 20.0 |

Distributions*



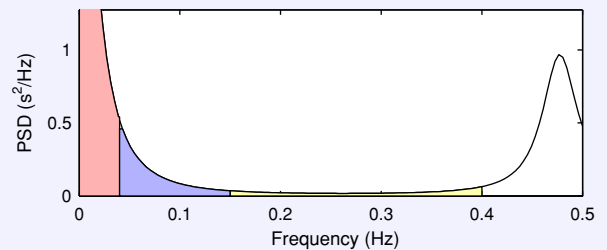
Frequency-Domain Results

FFT spectrum (Welch's periodogram: 256 s window with 50% overlap)



| Frequency Band | Peak (Hz) | Power (ms ²) | Power (%) | Power (n.u.) |
|-------------------|-----------|--------------------------|-----------|--------------|
| VLF (0-0.04 Hz) | 0.0156 | 6 | 63.5 | |
| LF (0.04-0.15 Hz) | 0.0469 | 3 | 29.5 | 80.7 |
| HF (0.15-0.4 Hz) | 0.3281 | 1 | 7.0 | 19.3 |
| Total | | 9 | | |
| LF/HF | | 4.194 | | |

AR Spectrum (AR model order = 16, not factorized)

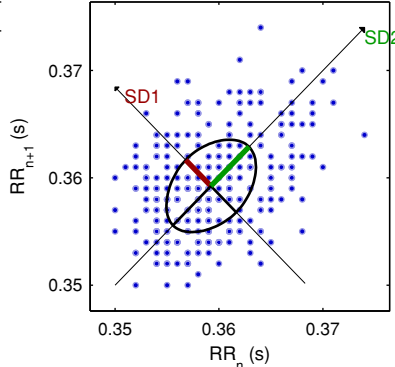


| Frequency Band | Peak (Hz) | Power (ms ²) | Power (%) | Power (n.u.) |
|-------------------|-----------|--------------------------|-----------|--------------|
| VLF (0-0.04 Hz) | 0.0039 | 6 | 73.4 | |
| LF (0.04-0.15 Hz) | 0.0430 | 2 | 19.1 | 71.8 |
| HF (0.15-0.4 Hz) | 0.3984 | 1 | 7.5 | 28.2 |
| Total | | 8 | | |
| LF/HF | | 2.549 | | |

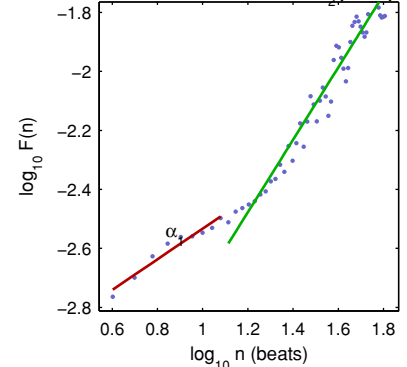
Nonlinear Results*

| Variable | Units | Value |
|--|---------|-------|
| Poincare plot | | |
| SD1 | (ms) | 3.4 |
| SD2 | (ms) | 5.2 |
| Recurrence plot | | |
| Mean line length (Lmean) | (beats) | 8.48 |
| Max line length (Lmax) | (beats) | 82 |
| Recurrence rate (REC) | (%) | 21.57 |
| Determinism (DET) | (%) | 95.54 |
| Shannon Entropy (ShanEn) | | 2.866 |
| Other | | |
| Approximate entropy (ApEn) | | 0.702 |
| Sample entropy (SampEn) | | 2.577 |
| Detrended fluctuations (DFA): α_1 | | 0.519 |
| Detrended fluctuations (DFA): α_2 | | 1.228 |
| Correlation dimension (D2) | | 0.000 |

Poincare Plot



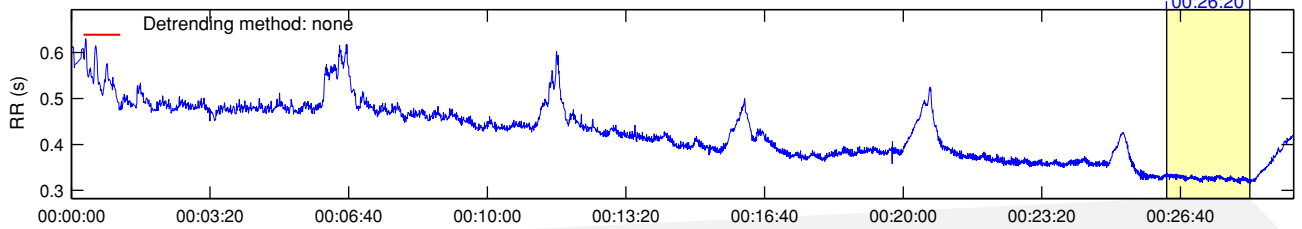
Detrended fluctuations (DFA)



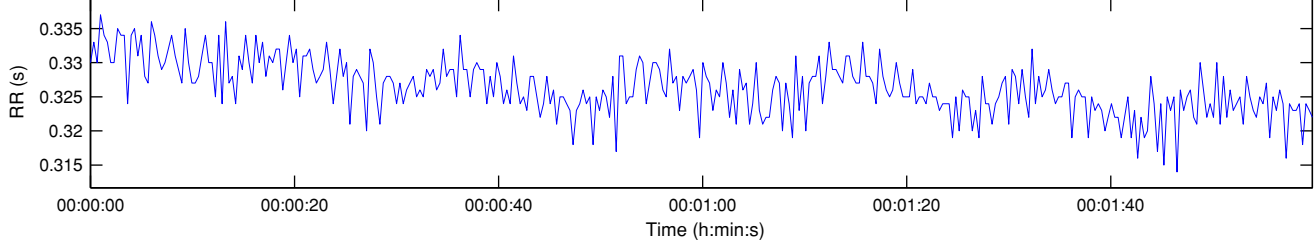
*Results are calculated from the non-detrended selected RR series.

RR Interval Time Series

Results for single samples: sample 6/6



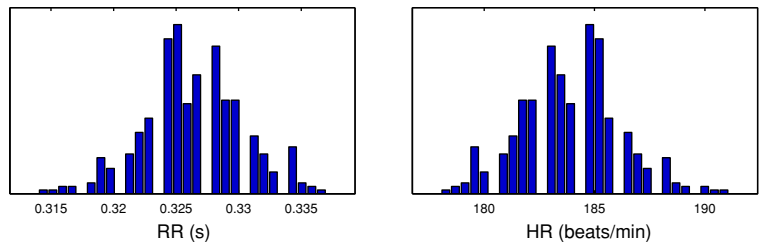
Selected RR Series



Time-Domain Results

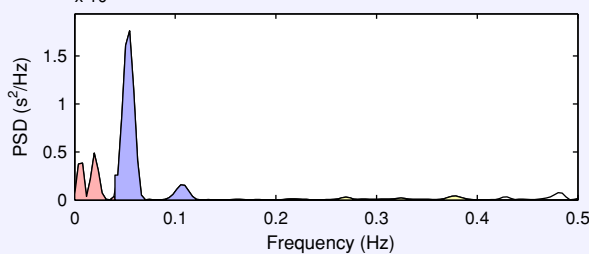
| Variable | Units | Value |
|---------------------|---------|--------|
| Mean RR* | (ms) | 326.4 |
| STD RR (SDNN) | (ms) | 4.0 |
| Mean HR* | (1/min) | 183.88 |
| STD HR | (1/min) | 2.24 |
| RMSSD | (ms) | 4.5 |
| NN50 | (count) | 0 |
| pNN50 | (%) | 0.0 |
| RR triangular index | | 1.455 |
| TINN | (ms) | 20.0 |

Distributions*



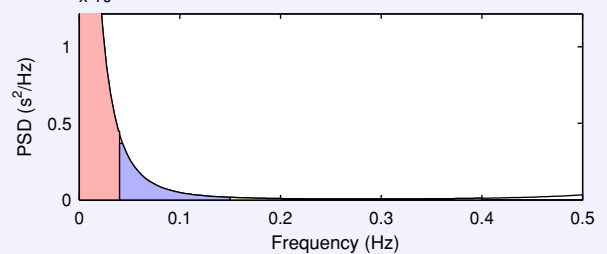
Frequency-Domain Results

FFT spectrum¹ (Welch's periodogram: 256 s window with 50% overlap)



| Frequency Band | Peak (Hz) | Power (ms ²) | Power (%) | Power (n.u.) |
|-------------------|-----------|--------------------------|-----------|--------------|
| VLF (0-0.04 Hz) | 0.0195 | 1 | 20.9 | |
| LF (0.04-0.15 Hz) | 0.0547 | 3 | 73.2 | 92.6 |
| HF (0.15-0.4 Hz) | 0.3789 | 0 | 5.8 | 7.4 |
| Total | | 4 | | |
| LF/HF | | 12.530 | | |

AR Spectrum⁴ (AR model order = 16, not factorized)

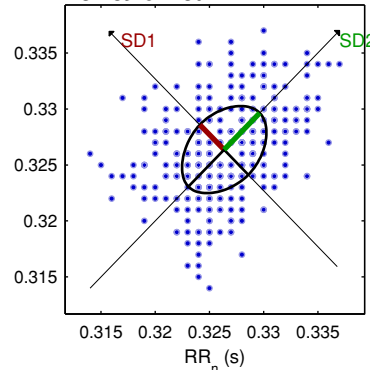


| Frequency Band | Peak (Hz) | Power (ms ²) | Power (%) | Power (n.u.) |
|-------------------|-----------|--------------------------|-----------|--------------|
| VLF (0-0.04 Hz) | 0.0039 | 7 | 83.8 | |
| LF (0.04-0.15 Hz) | 0.0430 | 1 | 13.6 | 84.1 |
| HF (0.15-0.4 Hz) | 0.1523 | 0 | 2.6 | 15.9 |
| Total | | 8 | | |
| LF/HF | | 5.279 | | |

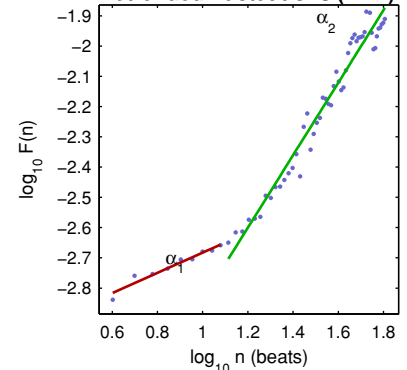
Nonlinear Results*

| Variable | Units | Value |
|--|---------|-------|
| Poincare plot | | |
| SD1 | (ms) | 3.2 |
| SD2 | (ms) | 4.7 |
| Recurrence plot | | |
| Mean line length (Lmean) | (beats) | 9.41 |
| Max line length (Lmax) | (beats) | 104 |
| Recurrence rate (REC) | (%) | 24.44 |
| Determinism (DET) | (%) | 96.44 |
| Shannon Entropy (ShanEn) | | 2.965 |
| Other | | |
| Approximate entropy (ApEn) | | 0.809 |
| Sample entropy (SampEn) | | 2.557 |
| Detrended fluctuations (DFA): α_1 | | 0.335 |
| Detrended fluctuations (DFA): α_2 | | 1.198 |
| Correlation dimension (D2) | | 0.000 |

Poincare Plot



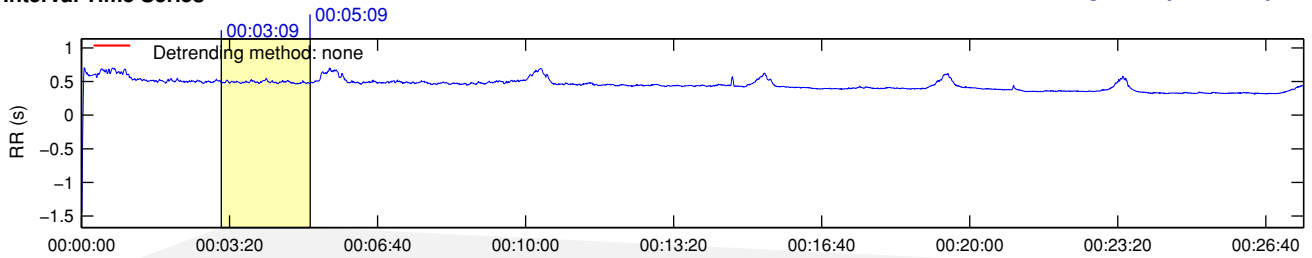
Detrended fluctuations (DFA)



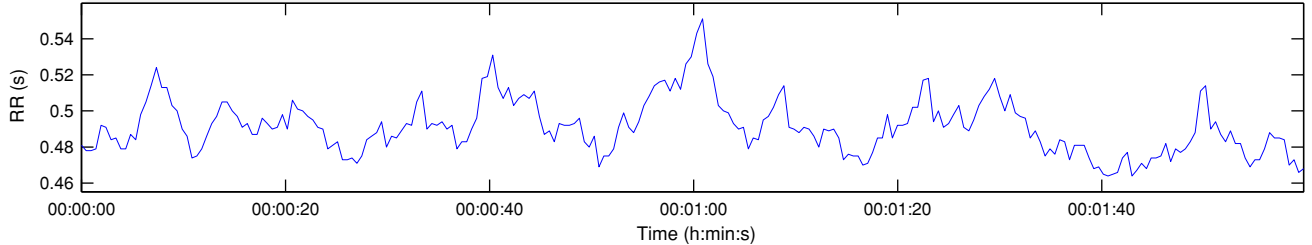
*Results are calculated from the non-detrended selected RR series.

RR Interval Time Series

Results for single samples: sample 1/6



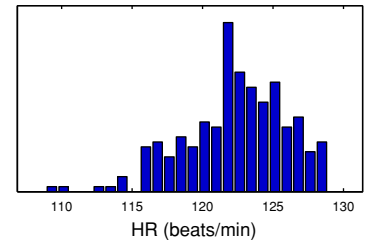
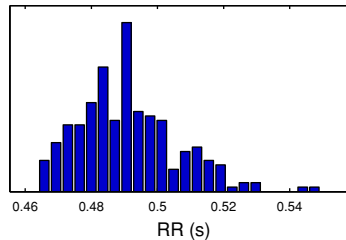
Selected RR Series



Time-Domain Results

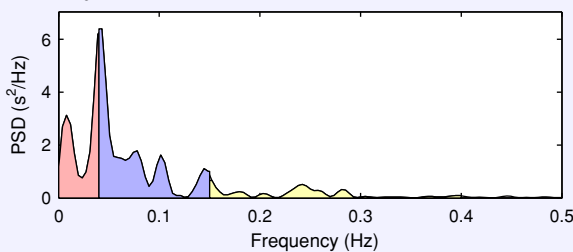
| Variable | Units | Value |
|---------------------|---------|--------|
| Mean RR* | (ms) | 490.9 |
| STD RR (SDNN) | (ms) | 14.9 |
| Mean HR* | (1/min) | 122.34 |
| STD HR | (1/min) | 3.65 |
| RMSSD | (ms) | 7.7 |
| NN50 | (count) | 0 |
| pNN50 | (%) | 0.0 |
| RR triangular index | | 4.016 |
| TINN | (ms) | 75.0 |

Distributions*



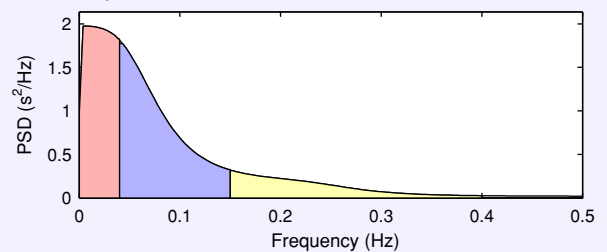
Frequency-Domain Results

FFT spectrum² (Welch's periodogram: 256 s window with 50% overlap)



| Frequency Band | Peak (Hz) | Power (ms ²) | Power (%) | Power (n.u.) |
|-------------------|-----------|--------------------------|-----------|--------------|
| VLF (0–0.04 Hz) | 0.0391 | 93 | 33.7 | |
| LF (0.04–0.15 Hz) | 0.0430 | 148 | 53.8 | 81.2 |
| HF (0.15–0.4 Hz) | 0.1523 | 34 | 12.5 | 18.8 |
| Total | | 275 | | |
| LF/HF | | 4.316 | | |

AR Spectrum³ (AR model order = 16, not factorized)

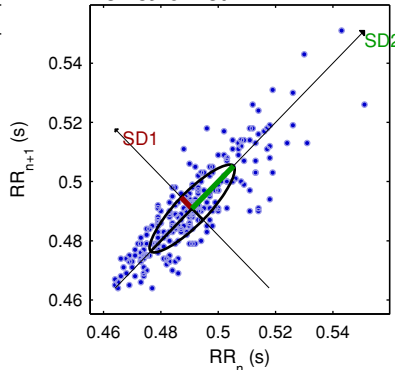


| Frequency Band | Peak (Hz) | Power (ms ²) | Power (%) | Power (n.u.) |
|-------------------|-----------|--------------------------|-----------|--------------|
| VLF (0–0.04 Hz) | 0.0039 | 75 | 36.8 | |
| LF (0.04–0.15 Hz) | 0.0430 | 98 | 47.7 | 75.5 |
| HF (0.15–0.4 Hz) | 0.1523 | 32 | 15.5 | 24.5 |
| Total | | 205 | | |
| LF/HF | | 3.083 | | |

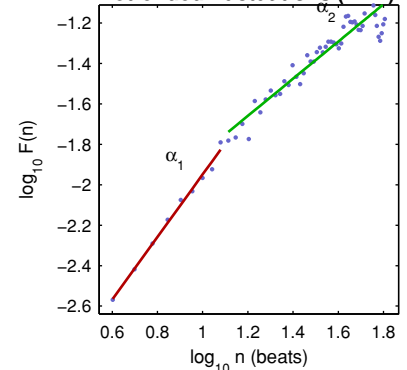
Nonlinear Results*

| Variable | Units | Value |
|--|---------|-------|
| Poincare plot | | |
| SD1 | (ms) | 5.4 |
| SD2 | (ms) | 20.4 |
| Recurrence plot | | |
| Mean line length (Lmean) | (beats) | 9.85 |
| Max line length (Lmax) | (beats) | 235 |
| Recurrence rate (REC) | (%) | 36.58 |
| Determinism (DET) | (%) | 99.08 |
| Shannon Entropy (ShanEn) | | 3.054 |
| Other | | |
| Approximate entropy (ApEn) | | 1.065 |
| Sample entropy (SampEn) | | 1.652 |
| Detrended fluctuations (DFA): α_1 | | 1.546 |
| Detrended fluctuations (DFA): α_2 | | 0.920 |
| Correlation dimension (D2) | | 0.052 |

Poincare Plot



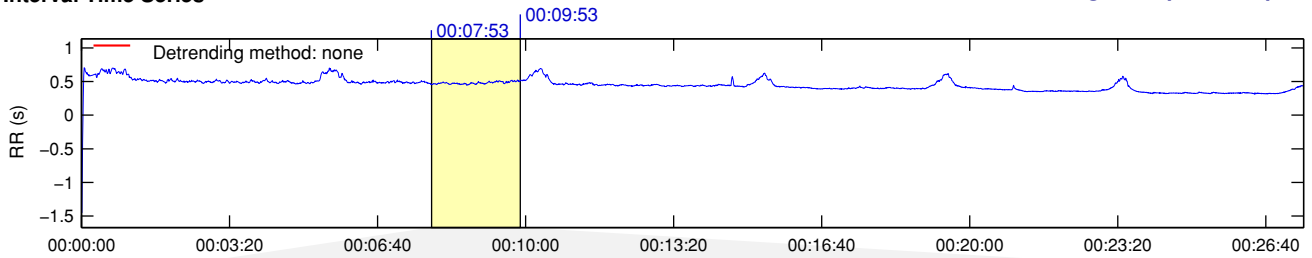
Detrended fluctuations (DFA)



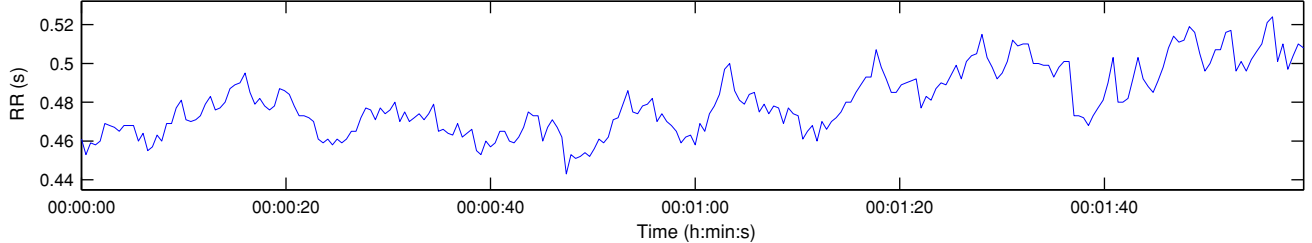
*Results are calculated from the non-detrended selected RR series.

RR Interval Time Series

Results for single samples: sample 2/6



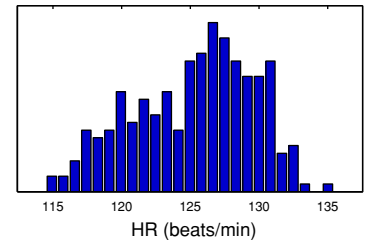
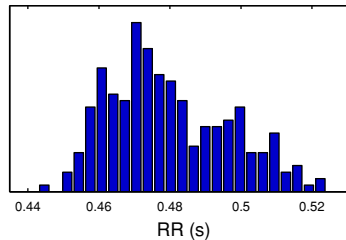
Selected RR Series



Time-Domain Results

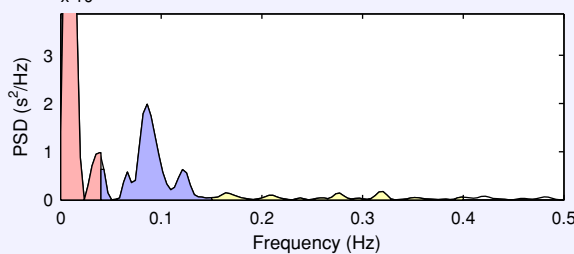
| Variable | Units | Value |
|---------------------|---------|--------|
| Mean RR* | (ms) | 479.7 |
| STD RR (SDNN) | (ms) | 16.8 |
| Mean HR* | (1/min) | 125.23 |
| STD HR | (1/min) | 4.33 |
| RMSSD | (ms) | 6.6 |
| NN50 | (count) | 0 |
| pNN50 | (%) | 0.0 |
| RR triangular index | | 4.545 |
| TINN | (ms) | 75.0 |

Distributions*



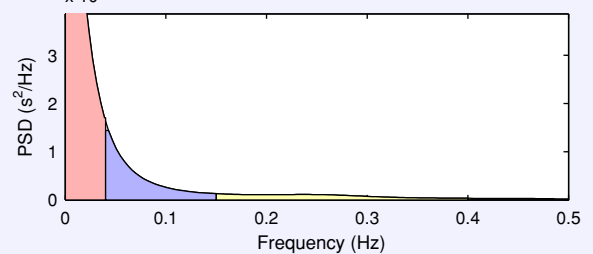
Frequency-Domain Results

FFT spectrum² (Welch's periodogram: 256 s window with 50% overlap)



| Frequency Band | Peak (Hz) | Power (ms ²) | Power (%) | Power (n.u.) |
|-------------------|-----------|--------------------------|-----------|--------------|
| VLF (0–0.04 Hz) | 0.0078 | 131 | 64.7 | |
| LF (0.04–0.15 Hz) | 0.0859 | 60 | 29.6 | 83.8 |
| HF (0.15–0.4 Hz) | 0.3203 | 12 | 5.7 | 16.2 |
| Total | | 202 | | |
| LF/HF | | 5.190 | | |

AR Spectrum³ (AR model order = 16, not factorized)

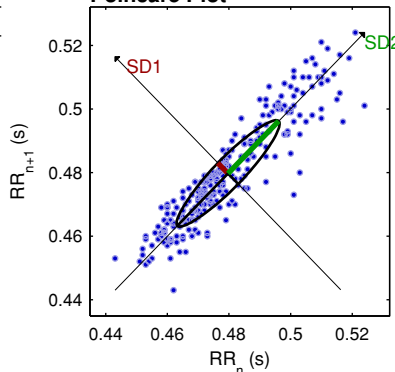


| Frequency Band | Peak (Hz) | Power (ms ²) | Power (%) | Power (n.u.) |
|-------------------|-----------|--------------------------|-----------|--------------|
| VLF (0–0.04 Hz) | 0.0039 | 171 | 71.0 | |
| LF (0.04–0.15 Hz) | 0.0430 | 49 | 20.5 | 70.8 |
| HF (0.15–0.4 Hz) | 0.1523 | 20 | 8.5 | 29.2 |
| Total | | 240 | | |
| LF/HF | | 2.426 | | |

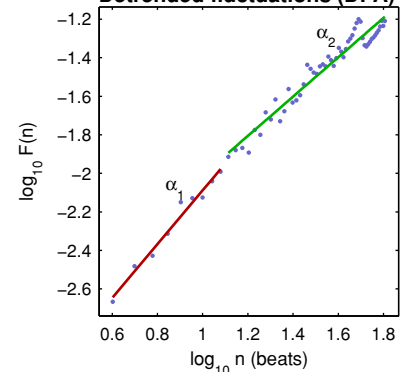
Nonlinear Results*

| Variable | Units | Value |
|--|---------|-------|
| Poincare plot | | |
| SD1 | (ms) | 4.7 |
| SD2 | (ms) | 23.3 |
| Recurrence plot | | |
| Mean line length (Lmean) | (beats) | 18.33 |
| Max line length (Lmax) | (beats) | 240 |
| Recurrence rate (REC) | (%) | 45.95 |
| Determinism (DET) | (%) | 99.60 |
| Shannon Entropy (ShanEn) | | 3.667 |
| Other | | |
| Approximate entropy (ApEn) | | 0.982 |
| Sample entropy (SampEn) | | 1.149 |
| Detrended fluctuations (DFA): α_1 | | 1.393 |
| Detrended fluctuations (DFA): α_2 | | 1.020 |
| Correlation dimension (D2) | | 0.114 |

Poincare Plot



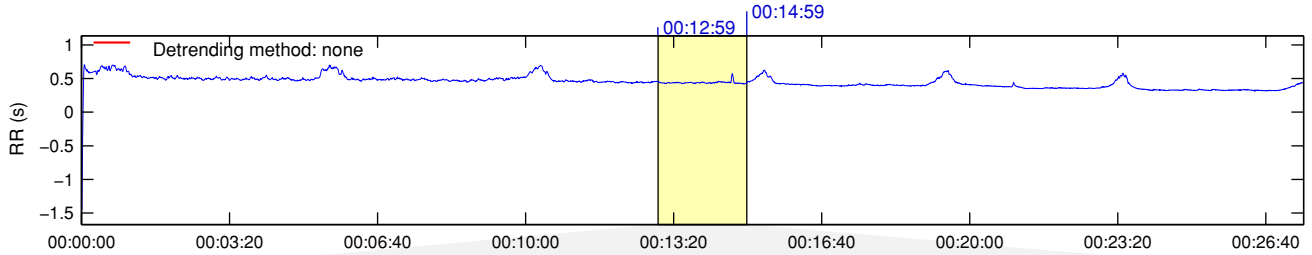
Detrended fluctuations (DFA)



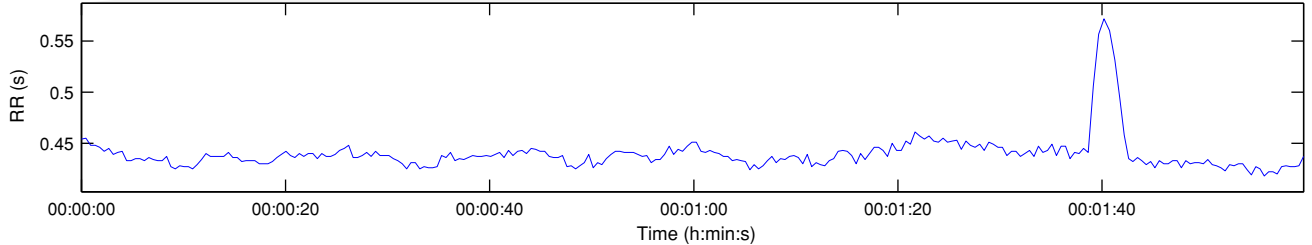
*Results are calculated from the non-detrended selected RR series.

RR Interval Time Series

Results for single samples: sample 3/6



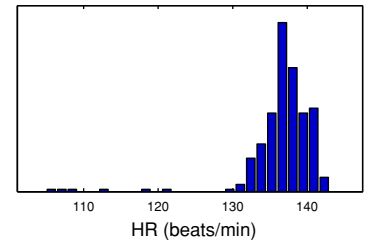
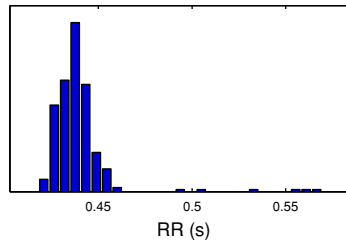
Selected RR Series



Time-Domain Results

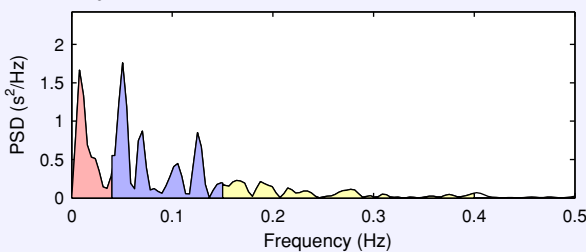
| Variable | Units | Value |
|---------------------|---------|--------|
| Mean RR* | (ms) | 439.2 |
| STD RR (SDNN) | (ms) | 17.1 |
| Mean HR* | (1/min) | 136.79 |
| STD HR | (1/min) | 4.51 |
| RMSSD | (ms) | 7.8 |
| NN50 | (count) | 2 |
| pNN50 | (%) | 0.7 |
| RR triangular index | | 2.635 |
| TINN | (ms) | 110.0 |

Distributions*



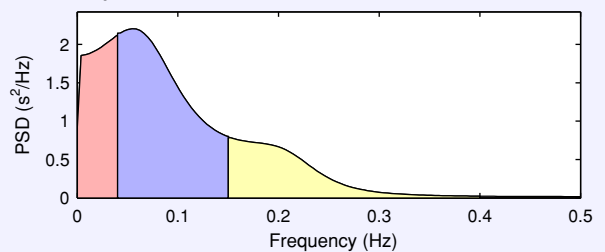
Frequency-Domain Results

FFT spectrum² (Welch's periodogram: 256 s window with 50% overlap)



| Frequency Band | Peak (Hz) | Power (ms ²) | Power (%) | Power (n.u.) |
|-------------------|-----------|--------------------------|-----------|--------------|
| VLF (0-0.04 Hz) | 0.0078 | 25 | 28.6 | |
| LF (0.04-0.15 Hz) | 0.0508 | 46 | 53.0 | 74.2 |
| HF (0.15-0.4 Hz) | 0.1641 | 16 | 18.4 | 25.8 |
| Total | | 86 | | |
| LF/HF | | 2.877 | | |

AR Spectrum³ (AR model order = 16, not factorized)

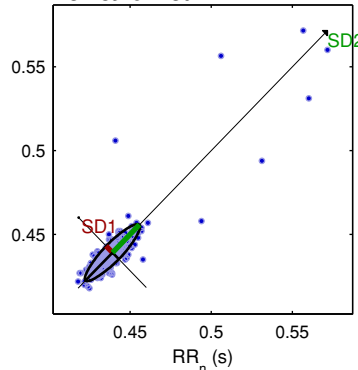


| Frequency Band | Peak (Hz) | Power (ms ²) | Power (%) | Power (n.u.) |
|-------------------|-----------|--------------------------|-----------|--------------|
| VLF (0-0.04 Hz) | 0.0391 | 76 | 24.0 | |
| LF (0.04-0.15 Hz) | 0.0547 | 171 | 53.8 | 70.8 |
| HF (0.15-0.4 Hz) | 0.1523 | 71 | 22.2 | 29.2 |
| Total | | 318 | | |
| LF/HF | | 2.419 | | |

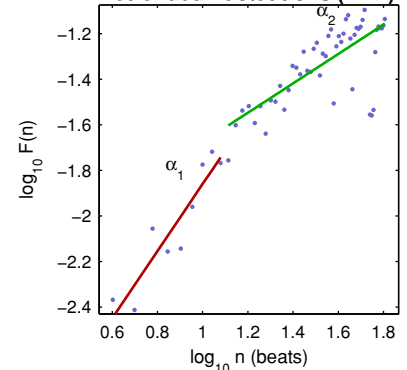
Nonlinear Results*

| Variable | Units | Value |
|--|---------|-------|
| Poincare plot | | |
| SD1 | (ms) | 5.5 |
| SD2 | (ms) | 23.5 |
| Recurrence plot | | |
| Mean line length (Lmean) | (beats) | 43.98 |
| Max line length (Lmax) | (beats) | 216 |
| Recurrence rate (REC) | (%) | 81.24 |
| Determinism (DET) | (%) | 99.91 |
| Shannon Entropy (ShanEn) | | 3.959 |
| Other | | |
| Approximate entropy (ApEn) | | 0.836 |
| Sample entropy (SampEn) | | 0.782 |
| Detrended fluctuations (DFA): α_1 | | 1.473 |
| Detrended fluctuations (DFA): α_2 | | 0.645 |
| Correlation dimension (D2) | | 0.082 |

Poincare Plot



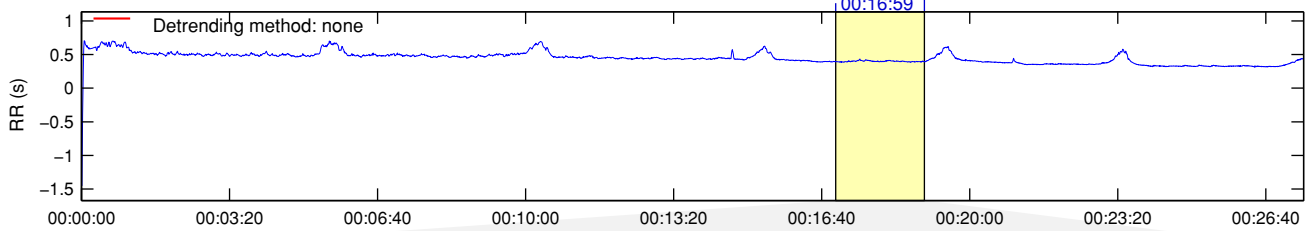
Detrended fluctuations (DFA)



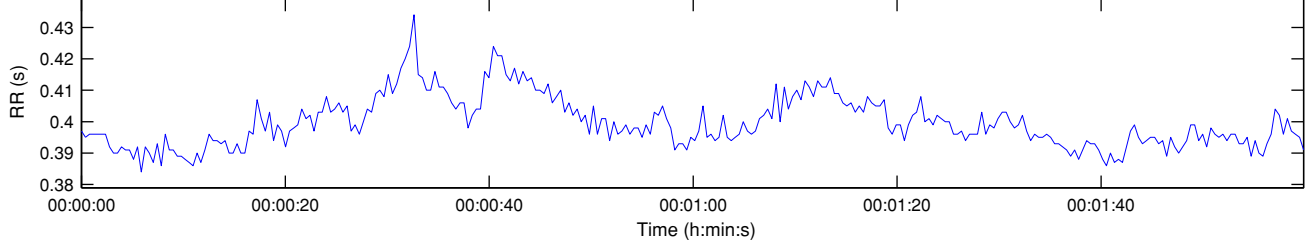
*Results are calculated from the non-detrended selected RR series.

RR Interval Time Series

Results for single samples: sample 4/6



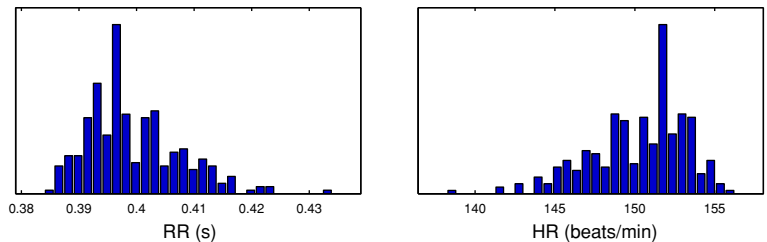
Selected RR Series



Time-Domain Results

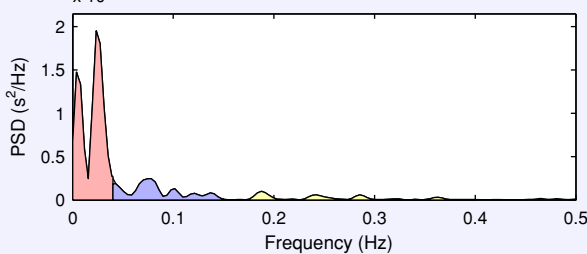
| Variable | Units | Value |
|---------------------|---------|--------|
| Mean RR* | (ms) | 399.5 |
| STD RR (SDNN) | (ms) | 8.0 |
| Mean HR* | (1/min) | 150.24 |
| STD HR | (1/min) | 2.97 |
| RMSSD | (ms) | 4.2 |
| NN50 | (count) | 0 |
| pNN50 | (%) | 0.0 |
| RR triangular index | | 2.315 |
| TINN | (ms) | 40.0 |

Distributions*



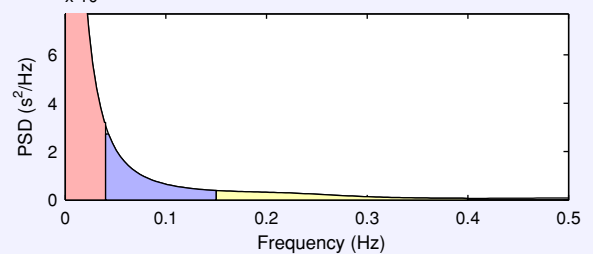
Frequency-Domain Results

FFT spectrum³ (Welch's periodogram: 256 s window with 50% overlap)



| Frequency Band | Peak (Hz) | Power (ms ²) | Power (%) | Power (n.u.) |
|-------------------|-----------|--------------------------|-----------|--------------|
| VLF (0-0.04 Hz) | 0.0234 | 41 | 72.1 | |
| LF (0.04-0.15 Hz) | 0.0781 | 11 | 20.0 | 71.4 |
| HF (0.15-0.4 Hz) | 0.1875 | 5 | 8.0 | 28.6 |
| Total | | 57 | | |
| LF/HF | | 2.495 | | |

AR Spectrum⁴ (AR model order = 16, not factorized)

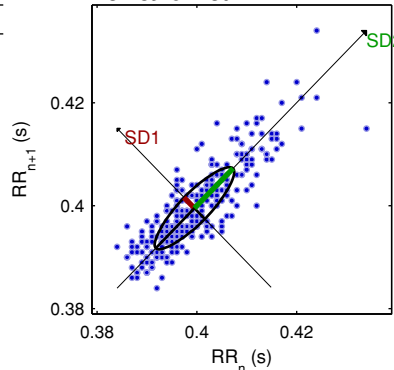


| Frequency Band | Peak (Hz) | Power (ms ²) | Power (%) | Power (n.u.) |
|-------------------|-----------|--------------------------|-----------|--------------|
| VLF (0-0.04 Hz) | 0.0039 | 40 | 71.9 | |
| LF (0.04-0.15 Hz) | 0.0430 | 11 | 19.3 | 68.8 |
| HF (0.15-0.4 Hz) | 0.1523 | 5 | 8.8 | 31.2 |
| Total | | 55 | | |
| LF/HF | | 2.202 | | |

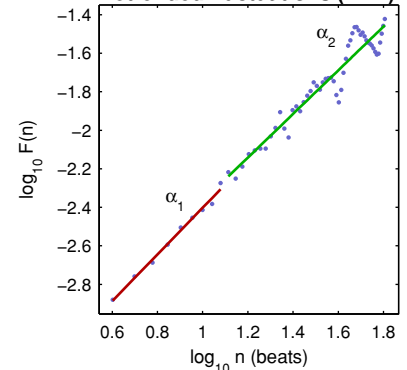
Nonlinear Results*

| Variable | Units | Value |
|--|---------|-------|
| Poincare plot | | |
| SD1 | (ms) | 3.0 |
| SD2 | (ms) | 11.0 |
| Recurrence plot | | |
| Mean line length (Lmean) | (beats) | 19.33 |
| Max line length (Lmax) | (beats) | 291 |
| Recurrence rate (REC) | (%) | 46.50 |
| Determinism (DET) | (%) | 99.25 |
| Shannon Entropy (ShanEn) | | 3.740 |
| Other | | |
| Approximate entropy (ApEn) | | 1.035 |
| Sample entropy (SampEn) | | 1.230 |
| Detrended fluctuations (DFA): α_1 | | 1.212 |
| Detrended fluctuations (DFA): α_2 | | 1.134 |
| Correlation dimension (D2) | | 0.000 |

Poincare Plot



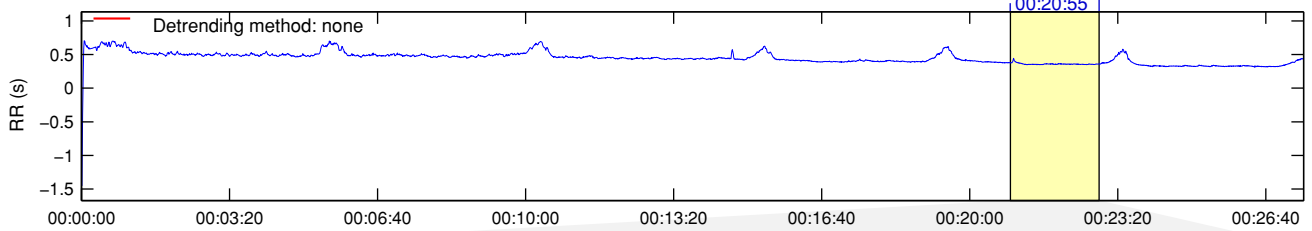
Detrended fluctuations (DFA)



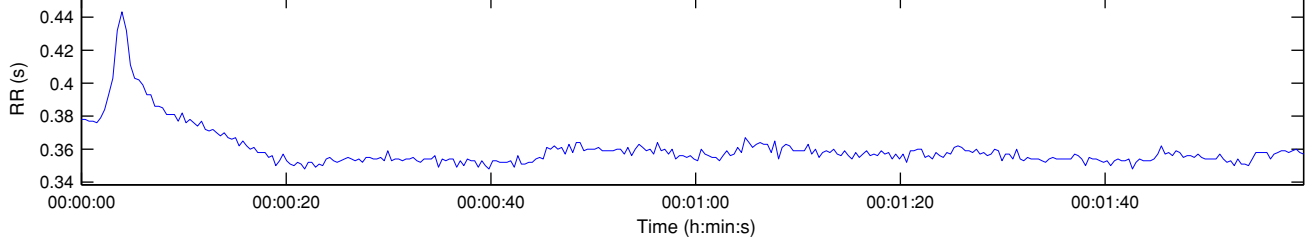
*Results are calculated from the non-detrended selected RR series.

RR Interval Time Series

Results for single samples: sample 5/6



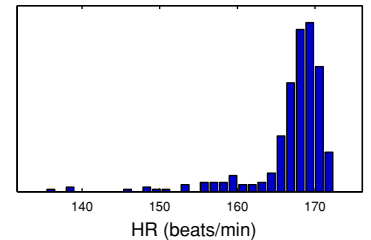
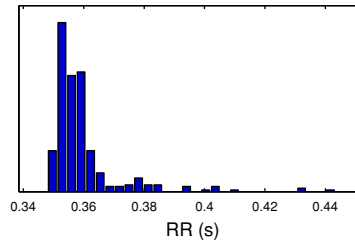
Selected RR Series



Time-Domain Results

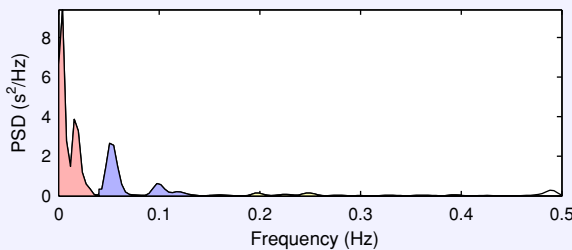
| Variable | Units | Value |
|---------------------|---------|--------|
| Mean RR* | (ms) | 359.6 |
| STD RR (SDNN) | (ms) | 11.9 |
| Mean HR* | (1/min) | 167.03 |
| STD HR | (1/min) | 4.98 |
| RMSSD | (ms) | 3.7 |
| NN50 | (count) | 0 |
| pNN50 | (%) | 0.0 |
| RR triangular index | | 2.313 |
| TINN | (ms) | 65.0 |

Distributions*



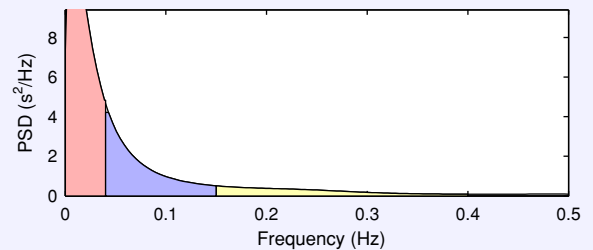
Frequency-Domain Results

FFT spectrum¹ (Welch's periodogram: 256 s window with 50% overlap)



| Frequency Band | Peak (Hz) | Power (ms ²) | Power (%) | Power (n.u.) |
|-------------------|-----------|--------------------------|-----------|--------------|
| VLF (0–0.04 Hz) | 0.0039 | 10 | 64.0 | |
| LF (0.04–0.15 Hz) | 0.0508 | 5 | 30.5 | 84.8 |
| HF (0.15–0.4 Hz) | 0.2461 | 1 | 5.5 | 15.2 |
| Total | | 16 | | |
| LF/HF | | 5.562 | | |

AR Spectrum⁴ (AR model order = 16, not factorized)

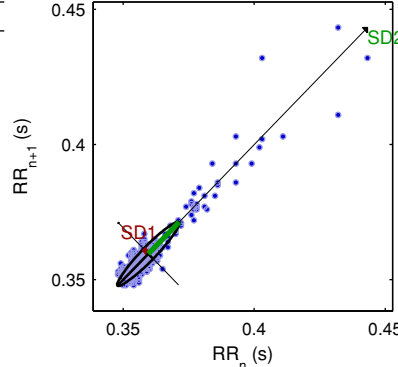


| Frequency Band | Peak (Hz) | Power (ms ²) | Power (%) | Power (n.u.) |
|-------------------|-----------|--------------------------|-----------|--------------|
| VLF (0–0.04 Hz) | 0.0039 | 38 | 62.5 | |
| LF (0.04–0.15 Hz) | 0.0430 | 17 | 27.3 | 73.0 |
| HF (0.15–0.4 Hz) | 0.1523 | 6 | 10.1 | 27.0 |
| Total | | 60 | | |
| LF/HF | | 2.697 | | |

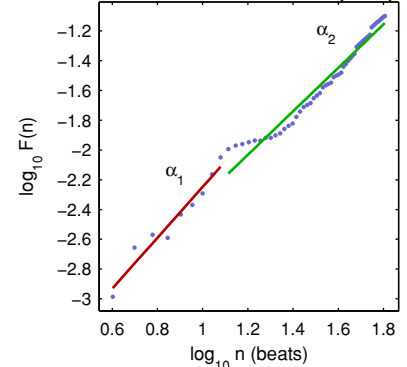
Nonlinear Results*

| Variable | Units | Value |
|--|---------|--------|
| Poincare plot | | |
| SD1 | (ms) | 2.6 |
| SD2 | (ms) | 16.6 |
| Recurrence plot | | |
| Mean line length (Lmean) | (beats) | 142.73 |
| Max line length (Lmax) | (beats) | 314 |
| Recurrence rate (REC) | (%) | 80.77 |
| Determinism (DET) | (%) | 99.99 |
| Shannon Entropy (ShanEn) | | 5.387 |
| Other | | |
| Approximate entropy (ApEn) | | 0.652 |
| Sample entropy (SampEn) | | 0.551 |
| Detrended fluctuations (DFA): α_1 | | 1.708 |
| Detrended fluctuations (DFA): α_2 | | 1.460 |
| Correlation dimension (D2) | | 0.120 |

Poincare Plot



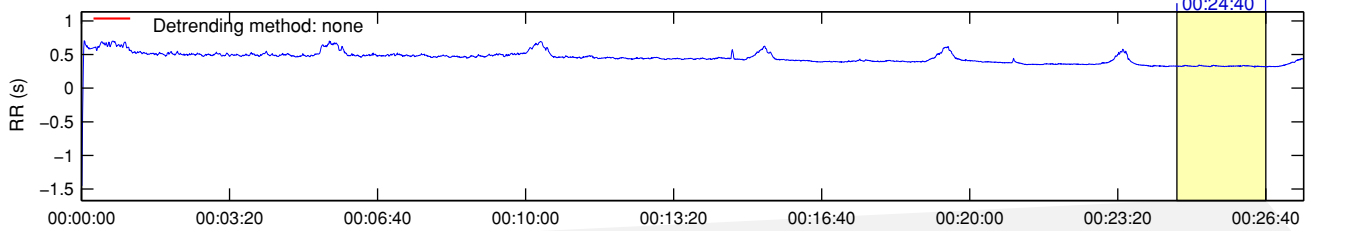
Detrended fluctuations (DFA)



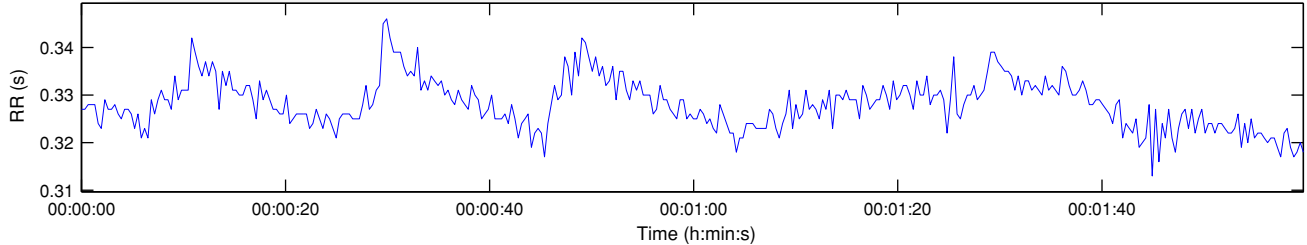
*Results are calculated from the non-detrended selected RR series.

RR Interval Time Series

Results for single samples: sample 6/6



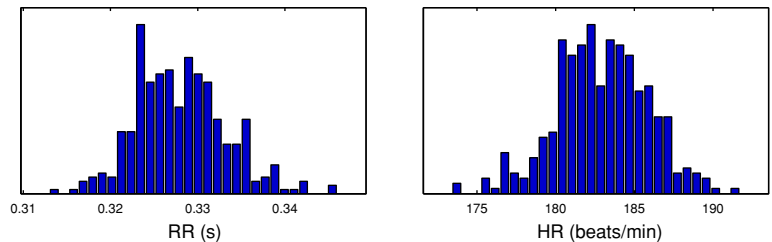
Selected RR Series



Time-Domain Results

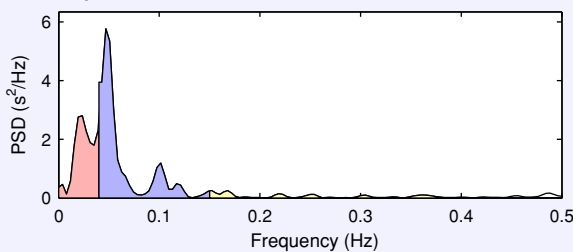
| Variable | Units | Value |
|---------------------|---------|--------|
| Mean RR* | (ms) | 328.1 |
| STD RR (SDNN) | (ms) | 5.2 |
| Mean HR* | (1/min) | 182.93 |
| STD HR | (1/min) | 2.86 |
| RMSSD | (ms) | 3.6 |
| NN50 | (count) | 0 |
| pNN50 | (%) | 0.0 |
| RR triangular index | | 1.867 |
| TINN | (ms) | 25.0 |

Distributions*



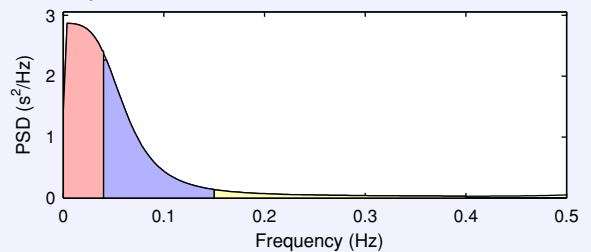
Frequency-Domain Results

FFT spectrum[†] (Welch's periodogram: 256 s window with 50% overlap)



| Frequency Band | Peak (Hz) | Power (ms ²) | Power (%) | Power (n.u.) |
|-------------------|-----------|--------------------------|-----------|--------------|
| VLF (0-0.04 Hz) | 0.0234 | 6 | 34.0 | |
| LF (0.04-0.15 Hz) | 0.0469 | 11 | 59.1 | 89.6 |
| HF (0.15-0.4 Hz) | 0.1523 | 1 | 6.9 | 10.4 |
| Total | | 19 | | |
| LF/HF | | 8.621 | | |

AR Spectrum[†] (AR model order = 16, not factorized)

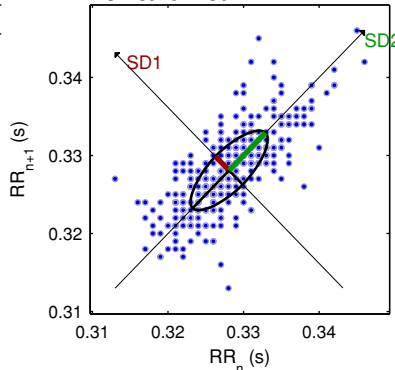


| Frequency Band | Peak (Hz) | Power (ms ²) | Power (%) | Power (n.u.) |
|-------------------|-----------|--------------------------|-----------|--------------|
| VLF (0-0.04 Hz) | 0.0039 | 11 | 52.0 | |
| LF (0.04-0.15 Hz) | 0.0430 | 9 | 41.8 | 87.0 |
| HF (0.15-0.4 Hz) | 0.1523 | 1 | 6.2 | 13.0 |
| Total | | 21 | | |
| LF/HF | | 6.706 | | |

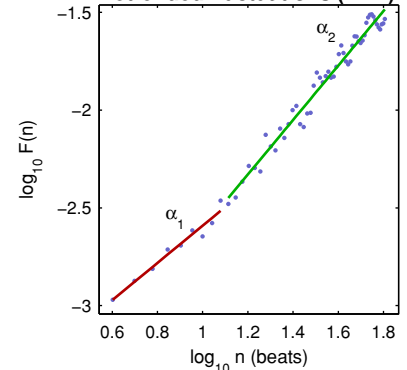
Nonlinear Results*

| Variable | Units | Value |
|--|---------|-------|
| Poincare plot | | |
| SD1 | (ms) | 2.5 |
| SD2 | (ms) | 6.8 |
| Recurrence plot | | |
| Mean line length (Lmean) | (beats) | 15.98 |
| Max line length (Lmax) | (beats) | 112 |
| Recurrence rate (REC) | (%) | 40.34 |
| Determinism (DET) | (%) | 98.82 |
| Shannon Entropy (ShanEn) | | 3.572 |
| Other | | |
| Approximate entropy (ApEn) | | 1.101 |
| Sample entropy (SampEn) | | 1.159 |
| Detrended fluctuations (DFA): α_1 | | 0.953 |
| Detrended fluctuations (DFA): α_2 | | 1.393 |
| Correlation dimension (D2) | | 0.000 |

Poincare Plot



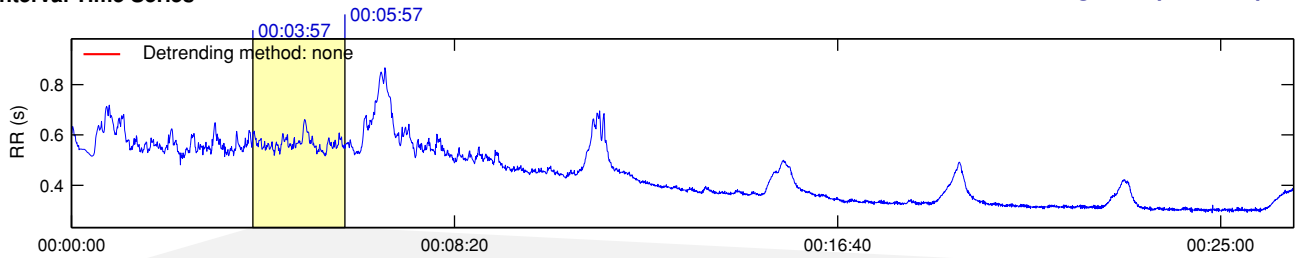
Detrended fluctuations (DFA)



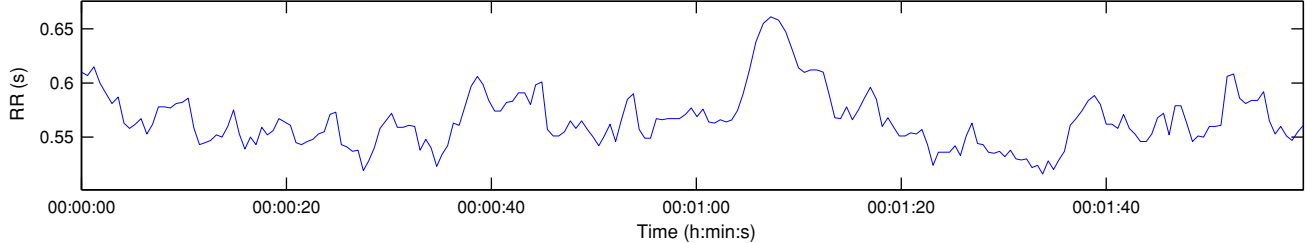
*Results are calculated from the non-detrended selected RR series.

RR Interval Time Series

Results for single samples: sample 1/6



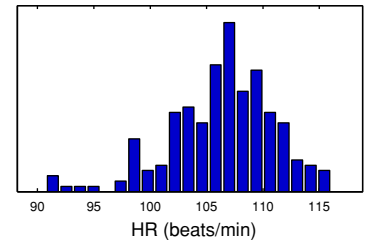
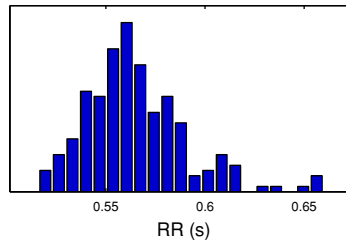
Selected RR Series



Time-Domain Results

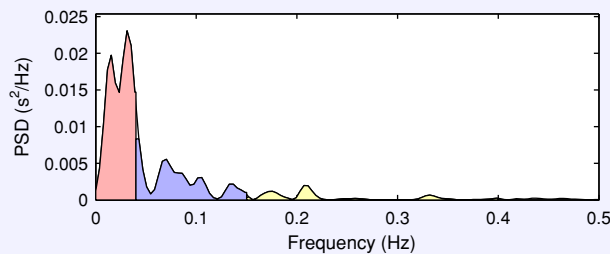
| Variable | Units | Value |
|---------------------|---------|--------|
| Mean RR* | (ms) | 565.0 |
| STD RR (SDNN) | (ms) | 25.6 |
| Mean HR* | (1/min) | 106.39 |
| STD HR | (1/min) | 4.63 |
| RMSSD | (ms) | 12.0 |
| NN50 | (count) | 0 |
| pNN50 | (%) | 0.0 |
| RR triangular index | | 6.235 |
| TINN | (ms) | 115.0 |

Distributions*



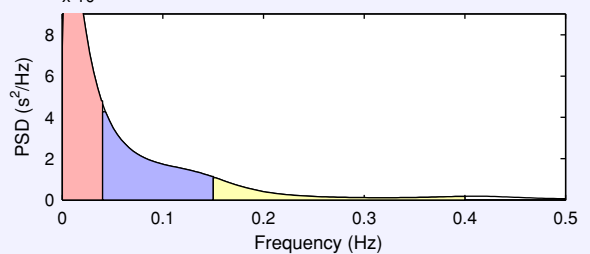
Frequency-Domain Results

FFT spectrum (Welch's periodogram: 256 s window with 50% overlap)



| Frequency Band | Peak (Hz) | Power (ms ²) | Power (%) | Power (n.u.) |
|-------------------|-----------|--------------------------|-----------|--------------|
| VLF (0–0.04 Hz) | 0.0313 | 614 | 62.1 | |
| LF (0.04–0.15 Hz) | 0.0430 | 298 | 30.2 | 79.5 |
| HF (0.15–0.4 Hz) | 0.2070 | 77 | 7.8 | 20.5 |
| Total | | 989 | | |
| LF/HF | | 3.889 | | |

AR Spectrum³ (AR model order = 16, not factorized)

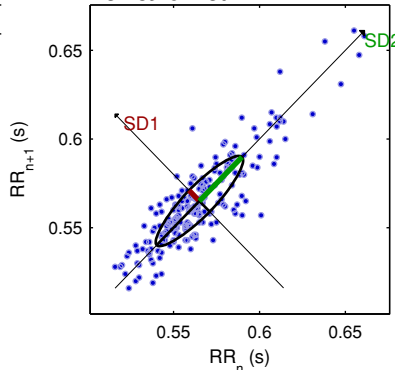


| Frequency Band | Peak (Hz) | Power (ms ²) | Power (%) | Power (n.u.) |
|-------------------|-----------|--------------------------|-----------|--------------|
| VLF (0–0.04 Hz) | 0.0039 | 371 | 55.4 | |
| LF (0.04–0.15 Hz) | 0.0430 | 231 | 34.5 | 77.3 |
| HF (0.15–0.4 Hz) | 0.1523 | 68 | 10.1 | 22.7 |
| Total | | 669 | | |
| LF/HF | | 3.410 | | |

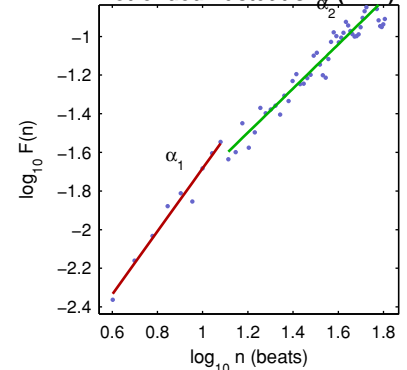
Nonlinear Results*

| Variable | Units | Value |
|--|---------|-------|
| Poincare plot | | |
| SD1 | (ms) | 8.5 |
| SD2 | (ms) | 35.1 |
| Recurrence plot | | |
| Mean line length (Lmean) | (beats) | 12.65 |
| Max line length (Lmax) | (beats) | 202 |
| Recurrence rate (REC) | (%) | 45.32 |
| Determinism (DET) | (%) | 99.54 |
| Shannon Entropy (ShanEn) | | 3.328 |
| Other | | |
| Approximate entropy (ApEn) | | 0.952 |
| Sample entropy (SampEn) | | 1.177 |
| Detrended fluctuations (DFA): α_1 | | 1.630 |
| Detrended fluctuations (DFA): α_2 | | 1.143 |
| Correlation dimension (D2) | | 0.310 |

Poincare Plot



Detrended fluctuations (DFA)

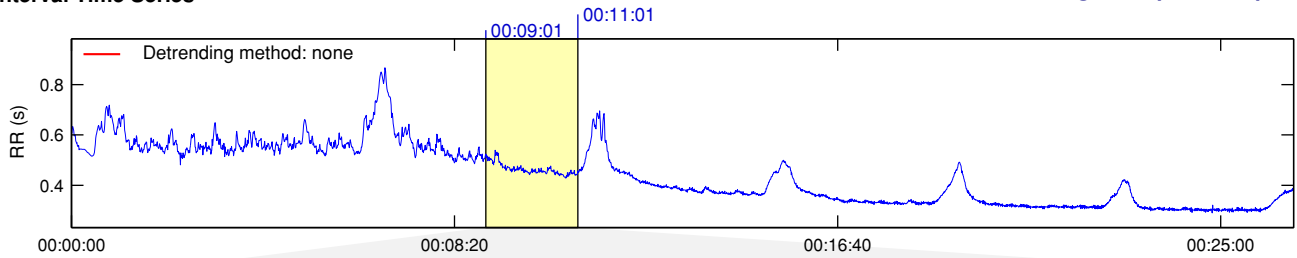


Sujeito4

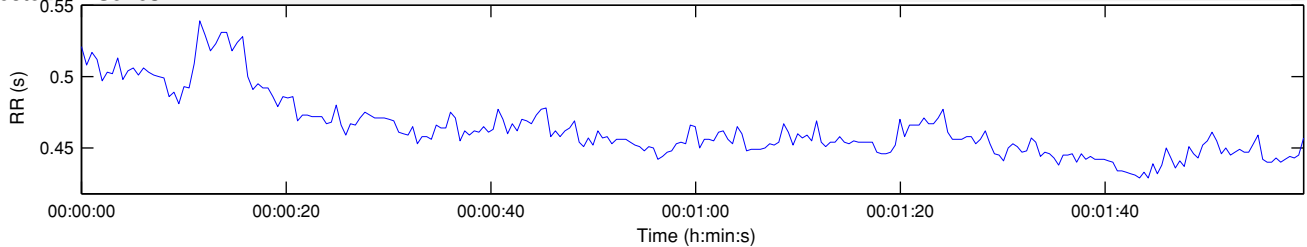
*Results are calculated from the non-detrended selected RR series.

RR Interval Time Series

Results for single samples: sample 2/6



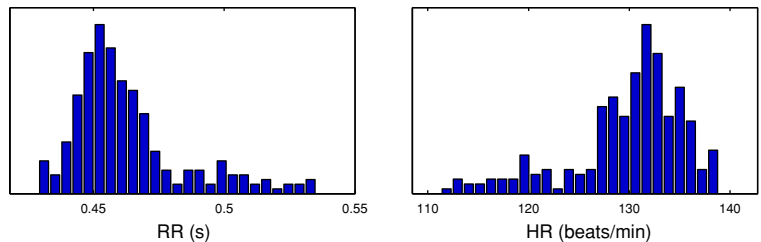
Selected RR Series



Time-Domain Results

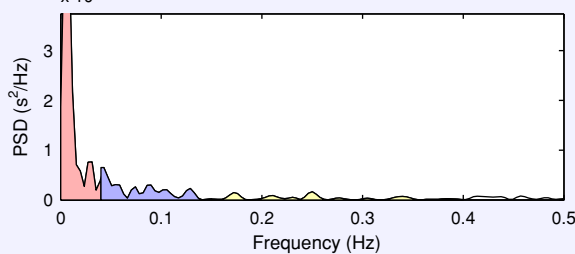
| Variable | Units | Value |
|---------------------|---------|--------|
| Mean RR* | (ms) | 463.0 |
| STD RR (SDNN) | (ms) | 21.6 |
| Mean HR* | (1/min) | 129.86 |
| STD HR | (1/min) | 5.73 |
| RMSSD | (ms) | 6.9 |
| NN50 | (count) | 0 |
| pNN50 | (%) | 0.0 |
| RR triangular index | | 4.047 |
| TINN | (ms) | 85.0 |

Distributions*



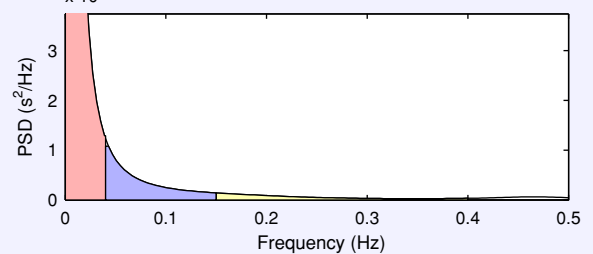
Frequency-Domain Results

FFT spectrum² (Welch's periodogram: 256 s window with 50% overlap)



| Frequency Band | Peak (Hz) | Power (ms ²) | Power (%) | Power (n.u.) |
|-------------------|-----------|--------------------------|-----------|--------------|
| VLF (0-0.04 Hz) | 0.0078 | 69 | 70.3 | |
| LF (0.04-0.15 Hz) | 0.0430 | 20 | 20.7 | 69.7 |
| HF (0.15-0.4 Hz) | 0.2500 | 9 | 9.0 | 30.3 |
| Total | | 98 | | |
| LF/HF | | 2.305 | | |

AR Spectrum³ (AR model order = 16, not factorized)

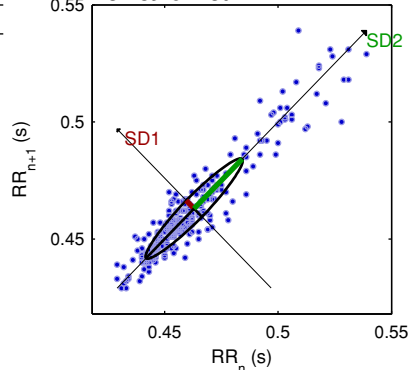


| Frequency Band | Peak (Hz) | Power (ms ²) | Power (%) | Power (n.u.) |
|-------------------|-----------|--------------------------|-----------|--------------|
| VLF (0-0.04 Hz) | 0.0039 | 494 | 90.1 | |
| LF (0.04-0.15 Hz) | 0.0430 | 41 | 7.5 | 75.4 |
| HF (0.15-0.4 Hz) | 0.1523 | 13 | 2.4 | 24.6 |
| Total | | 548 | | |
| LF/HF | | 3.065 | | |

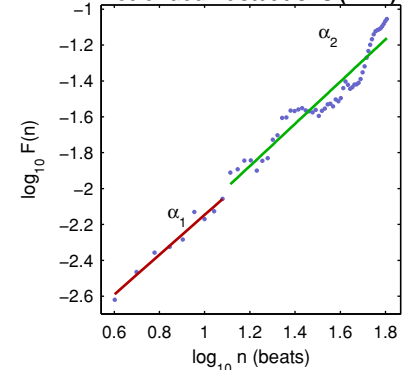
Nonlinear Results*

| Variable | Units | Value |
|--|---------|-------|
| Poincare plot | | |
| SD1 | (ms) | 4.9 |
| SD2 | (ms) | 30.0 |
| Recurrence plot | | |
| Mean line length (Lmean) | (beats) | 51.03 |
| Max line length (Lmax) | (beats) | 249 |
| Recurrence rate (REC) | (%) | 63.93 |
| Determinism (DET) | (%) | 99.87 |
| Shannon Entropy (ShanEn) | | 4.267 |
| Other | | |
| Approximate entropy (ApEn) | | 0.742 |
| Sample entropy (SampEn) | | 0.717 |
| Detrended fluctuations (DFA): α_1 | | 1.111 |
| Detrended fluctuations (DFA): α_2 | | 1.175 |
| Correlation dimension (D2) | | 0.334 |

Poincare Plot



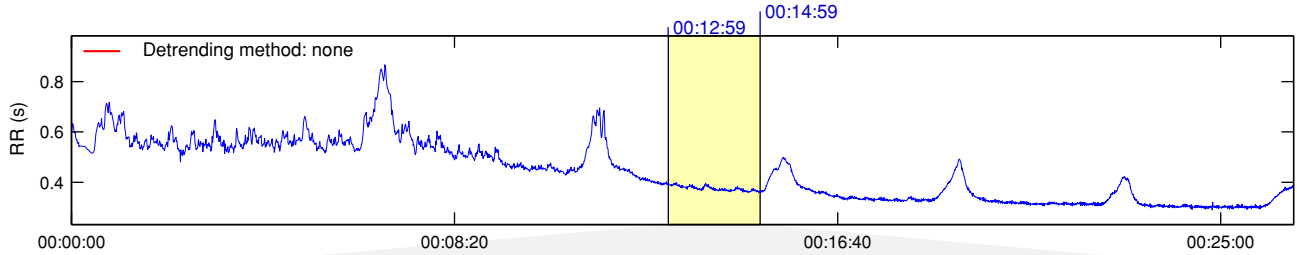
Detrended fluctuations (DFA)



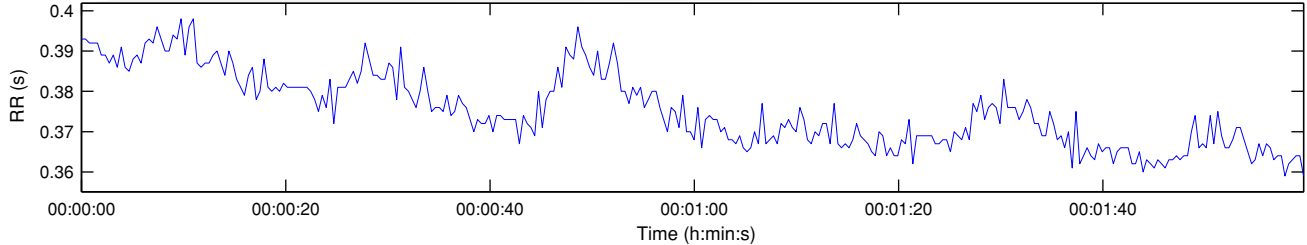
*Results are calculated from the non-detrended selected RR series.

RR Interval Time Series

Results for single samples: sample 3/6



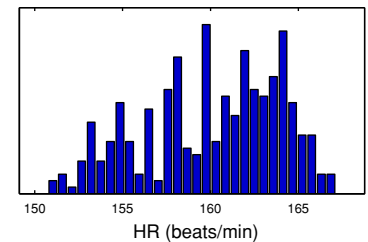
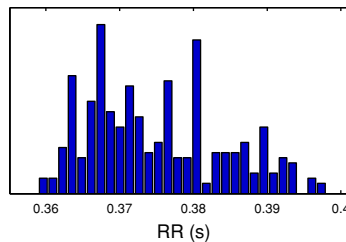
Selected RR Series



Time-Domain Results

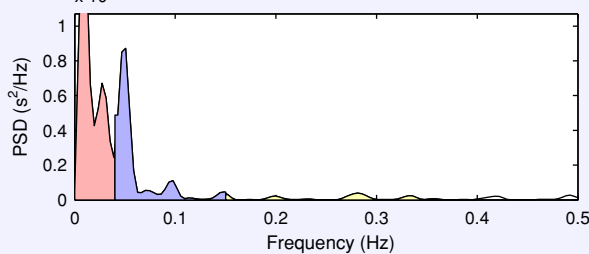
| Variable | Units | Value |
|---------------------|---------|--------|
| Mean RR* | (ms) | 375.1 |
| STD RR (SDNN) | (ms) | 9.2 |
| Mean HR* | (1/min) | 160.06 |
| STD HR | (1/min) | 3.87 |
| RMSSD | (ms) | 4.2 |
| NN50 | (count) | 0 |
| pNN50 | (%) | 0.0 |
| RR triangular index | | 3.019 |
| TINN | (ms) | 35.0 |

Distributions*



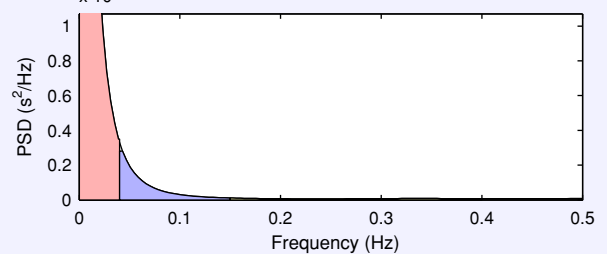
Frequency-Domain Results

FFT spectrum² (Welch's periodogram: 256 s window with 50% overlap)



| Frequency Band | Peak (Hz) | Power (ms ²) | Power (%) | Power (n.u.) |
|-------------------|-----------|--------------------------|-----------|--------------|
| VLF (0–0.04 Hz) | 0.0078 | 29 | 63.2 | |
| LF (0.04–0.15 Hz) | 0.0508 | 15 | 32.4 | 87.9 |
| HF (0.15–0.4 Hz) | 0.2813 | 2 | 4.4 | 12.1 |
| Total | | 45 | | |
| LF/HF | | 7.287 | | |

AR Spectrum³ (AR model order = 16, not factorized)

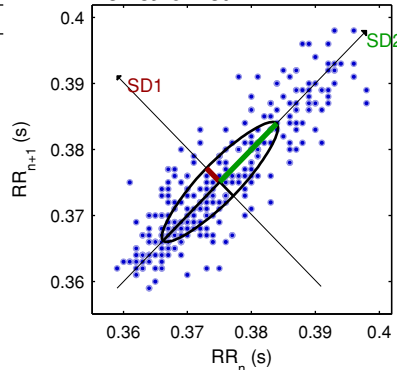


| Frequency Band | Peak (Hz) | Power (ms ²) | Power (%) | Power (n.u.) |
|-------------------|-----------|--------------------------|-----------|--------------|
| VLF (0–0.04 Hz) | 0.0039 | 67 | 87.8 | |
| LF (0.04–0.15 Hz) | 0.0430 | 8 | 9.8 | 80.7 |
| HF (0.15–0.4 Hz) | 0.1523 | 2 | 2.4 | 19.3 |
| Total | | 76 | | |
| LF/HF | | 4.176 | | |

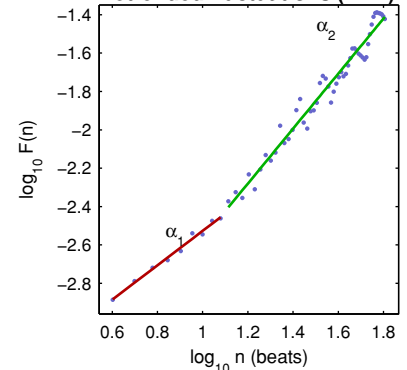
Nonlinear Results*

| Variable | Units | Value |
|--|---------|-------|
| Poincare plot | | |
| SD1 | (ms) | 3.0 |
| SD2 | (ms) | 12.5 |
| Recurrence plot | | |
| Mean line length (Lmean) | (beats) | 30.10 |
| Max line length (Lmax) | (beats) | 310 |
| Recurrence rate (REC) | (%) | 49.40 |
| Determinism (DET) | (%) | 99.54 |
| Shannon Entropy (ShanEn) | | 4.111 |
| Other | | |
| Approximate entropy (ApEn) | | 0.972 |
| Sample entropy (SampEn) | | 1.268 |
| Detrended fluctuations (DFA): α_1 | | 0.895 |
| Detrended fluctuations (DFA): α_2 | | 1.434 |
| Correlation dimension (D2) | | 0.000 |

Poincare Plot



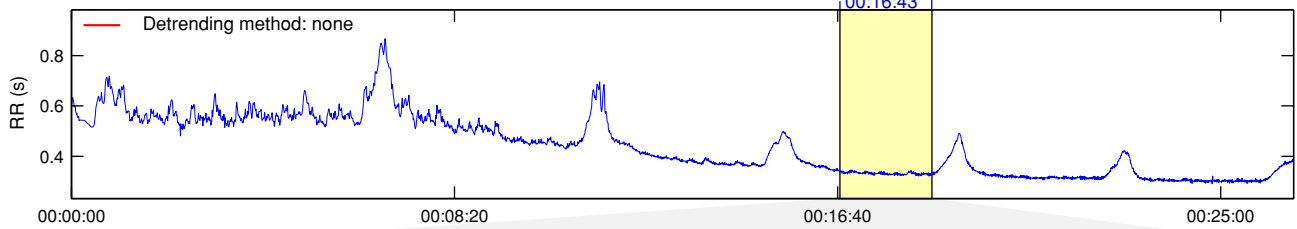
Detrended fluctuations (DFA)



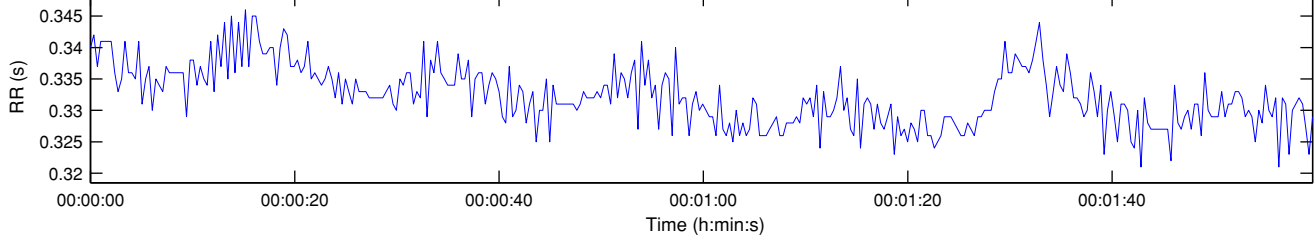
*Results are calculated from the non-detrended selected RR series.

RR Interval Time Series

Results for single samples: sample 4/6



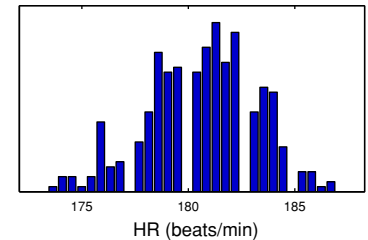
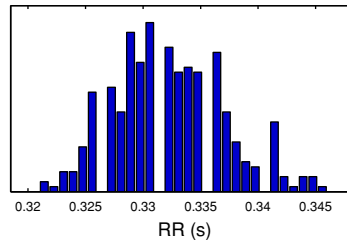
Selected RR Series



Time-Domain Results

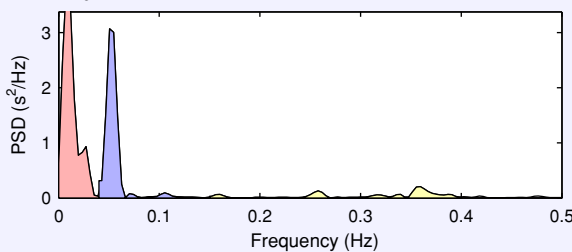
| Variable | Units | Value |
|---------------------|---------|--------|
| Mean RR* | (ms) | 332.3 |
| STD RR (SDNN) | (ms) | 4.7 |
| Mean HR* | (1/min) | 180.61 |
| STD HR | (1/min) | 2.57 |
| RMSSD | (ms) | 4.4 |
| NN50 | (count) | 0 |
| pNN50 | (%) | 0.0 |
| RR triangular index | | 1.752 |
| TINN | (ms) | 25.0 |

Distributions*



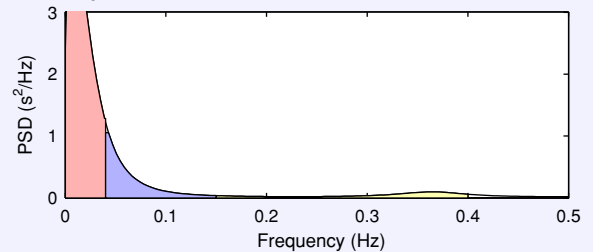
Frequency-Domain Results

FFT spectrum¹ (Welch's periodogram: 256 s window with 50% overlap)



| Frequency Band | Peak (Hz) | Power (ms ²) | Power (%) | Power (n.u.) |
|-------------------|-----------|--------------------------|-----------|--------------|
| VLF (0–0.04 Hz) | 0.0078 | 6 | 54.2 | |
| LF (0.04–0.15 Hz) | 0.0508 | 4 | 37.0 | 80.7 |
| HF (0.15–0.4 Hz) | 0.3594 | 1 | 8.9 | 19.3 |
| Total | | 11 | | |
| LF/HF | | 4.172 | | |

AR Spectrum⁴ (AR model order = 16, not factorized)

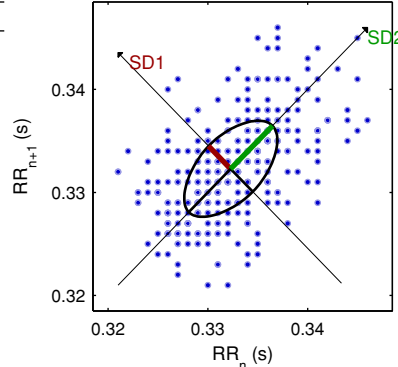


| Frequency Band | Peak (Hz) | Power (ms ²) | Power (%) | Power (n.u.) |
|-------------------|-----------|--------------------------|-----------|--------------|
| VLF (0–0.04 Hz) | 0.0039 | 12 | 75.8 | |
| LF (0.04–0.15 Hz) | 0.0430 | 3 | 17.5 | 72.3 |
| HF (0.15–0.4 Hz) | 0.3633 | 1 | 6.7 | 27.7 |
| Total | | 16 | | |
| LF/HF | | 2.609 | | |

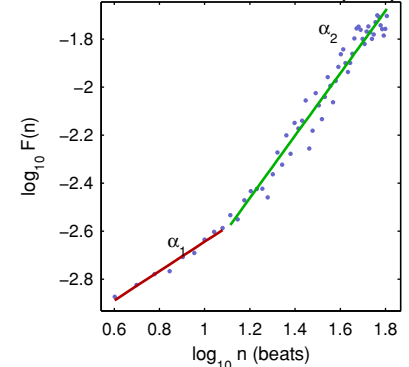
Nonlinear Results*

| Variable | Units | Value |
|--|---------|-------|
| Poincare plot | | |
| SD1 | (ms) | 3.1 |
| SD2 | (ms) | 5.9 |
| Recurrence plot | | |
| Mean line length (Lmean) | (beats) | 12.49 |
| Max line length (Lmax) | (beats) | 82 |
| Recurrence rate (REC) | (%) | 34.01 |
| Determinism (DET) | (%) | 97.62 |
| Shannon Entropy (ShanEn) | | 3.339 |
| Other | | |
| Approximate entropy (ApEn) | | 0.708 |
| Sample entropy (SampEn) | | 2.082 |
| Detrended fluctuations (DFA): α_1 | | 0.612 |
| Detrended fluctuations (DFA): α_2 | | 1.299 |
| Correlation dimension (D2) | | 0.000 |

Poincare Plot



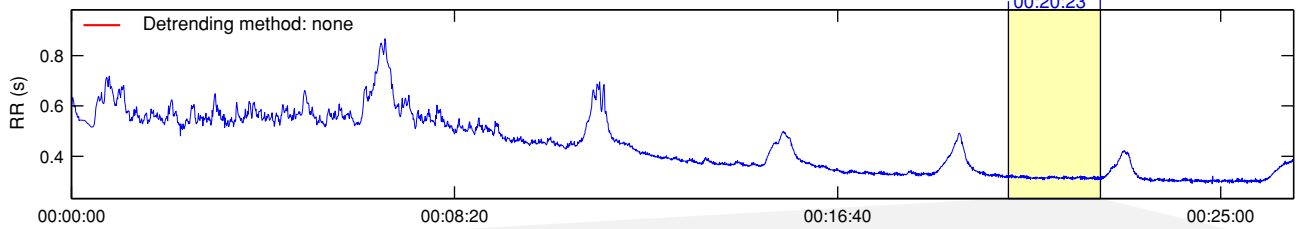
Detrended fluctuations (DFA)



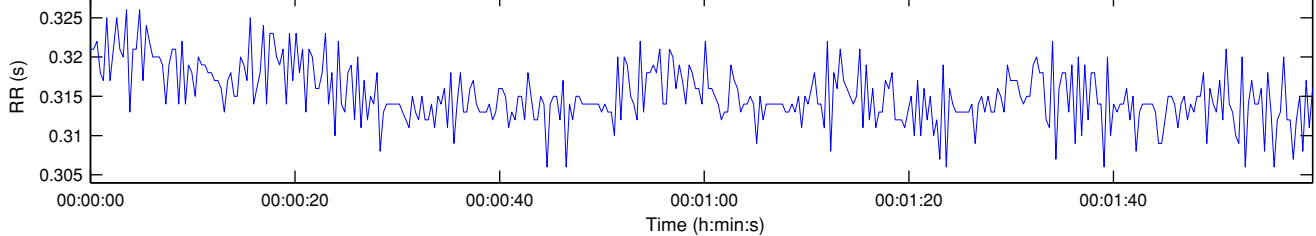
*Results are calculated from the non-detrended selected RR series.

RR Interval Time Series

Results for single samples: sample 5/6



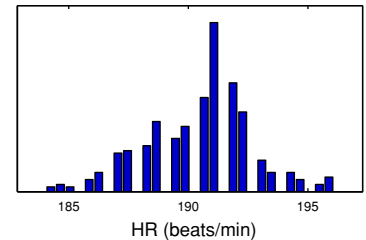
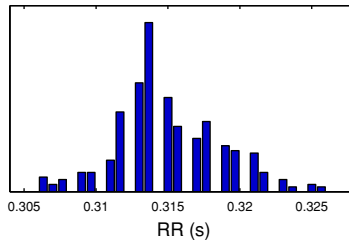
Selected RR Series



Time-Domain Results

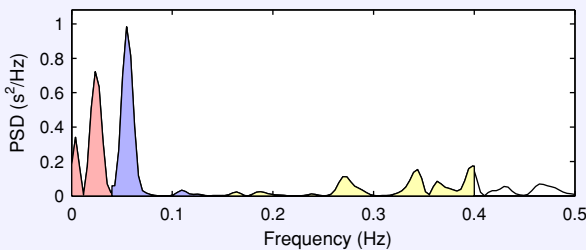
| Variable | Units | Value |
|---------------------|---------|--------|
| Mean RR* | (ms) | 315.2 |
| STD RR (SDNN) | (ms) | 3.7 |
| Mean HR* | (1/min) | 190.39 |
| STD HR | (1/min) | 2.24 |
| RMSSD | (ms) | 4.9 |
| NN50 | (count) | 0 |
| pNN50 | (%) | 0.0 |
| RR triangular index | | 1.514 |
| TINN | (ms) | 15.0 |

Distributions*



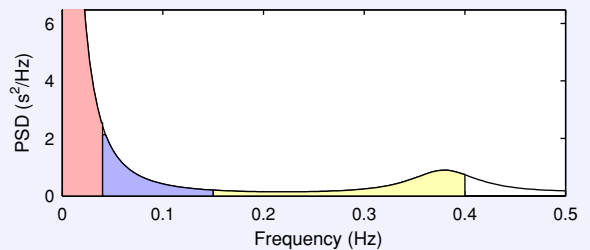
Frequency-Domain Results

FFT spectrum⁴ (Welch's periodogram: 256 s window with 50% overlap)



| Frequency Band | Peak (Hz) | Power (ms ²) | Power (%) | Power (n.u.) |
|-------------------|-----------|--------------------------|-----------|--------------|
| VLF (0–0.04 Hz) | 0.0234 | 1 | 34.7 | |
| LF (0.04–0.15 Hz) | 0.0547 | 1 | 40.4 | 61.8 |
| HF (0.15–0.4 Hz) | 0.3984 | 1 | 24.9 | 38.2 |
| Total | | 3 | | |
| LF/HF | | 1.619 | | |

AR Spectrum⁵ (AR model order = 16, not factorized)

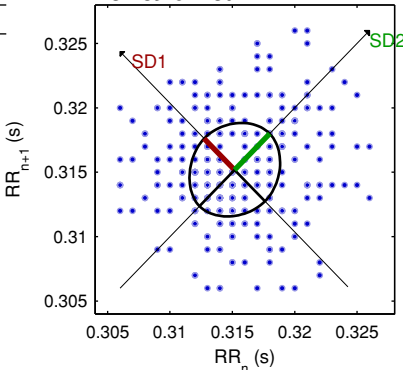


| Frequency Band | Peak (Hz) | Power (ms ²) | Power (%) | Power (n.u.) |
|-------------------|-----------|--------------------------|-----------|--------------|
| VLF (0–0.04 Hz) | 0.0039 | 4 | 69.5 | |
| LF (0.04–0.15 Hz) | 0.0430 | 1 | 14.5 | 47.3 |
| HF (0.15–0.4 Hz) | 0.3789 | 1 | 16.1 | 52.7 |
| Total | | 5 | | |
| LF/HF | | 0.899 | | |

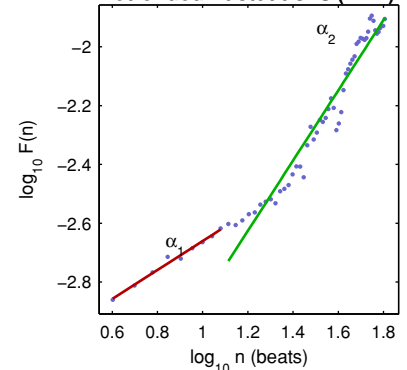
Nonlinear Results*

| Variable | Units | Value |
|--|---------|-------|
| Poincare plot | | |
| SD1 | (ms) | 3.4 |
| SD2 | (ms) | 4.0 |
| Recurrence plot | | |
| Mean line length (Lmean) | (beats) | 9.46 |
| Max line length (Lmax) | (beats) | 47 |
| Recurrence rate (REC) | (%) | 23.56 |
| Determinism (DET) | (%) | 97.37 |
| Shannon Entropy (ShanEn) | | 3.022 |
| Other | | |
| Approximate entropy (ApEn) | | 0.894 |
| Sample entropy (SampEn) | | 1.715 |
| Detrended fluctuations (DFA): α_1 | | 0.492 |
| Detrended fluctuations (DFA): α_2 | | 1.195 |
| Correlation dimension (D2) | | 0.000 |

Poincare Plot



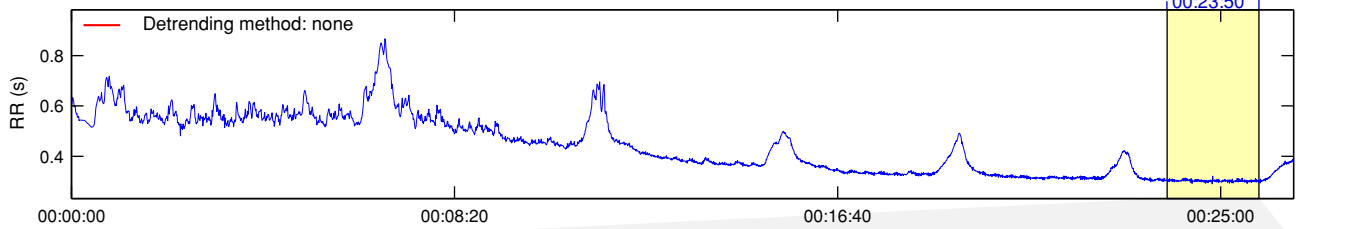
Detrended fluctuations (DFA)



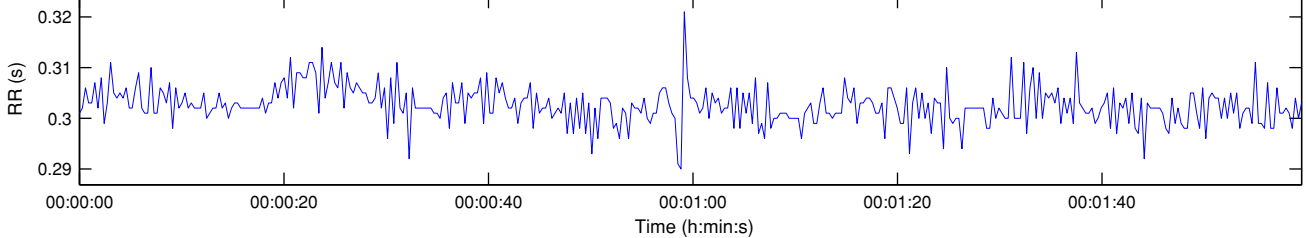
*Results are calculated from the non-detrended selected RR series.

RR Interval Time Series

Results for single samples: sample 6/6



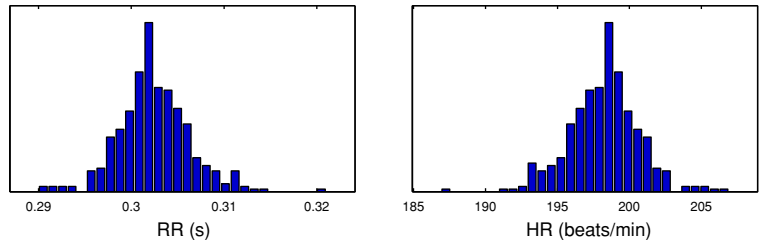
Selected RR Series



Time-Domain Results

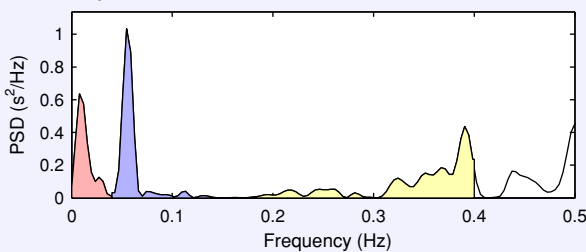
| Variable | Units | Value |
|---------------------|---------|--------|
| Mean RR* | (ms) | 302.6 |
| STD RR (SDNN) | (ms) | 3.7 |
| Mean HR* | (1/min) | 198.34 |
| STD HR | (1/min) | 2.44 |
| RMSSD | (ms) | 5.4 |
| NN50 | (count) | 0 |
| pNN50 | (%) | 0.0 |
| RR triangular index | | 1.329 |
| TINN | (ms) | 20.0 |

Distributions*



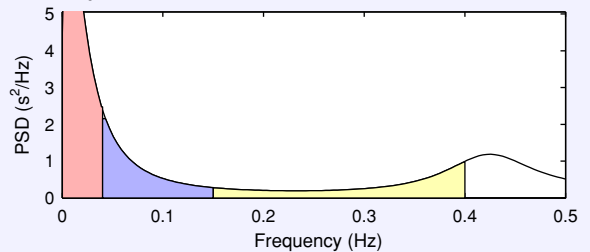
Frequency-Domain Results

FFT spectrum⁴ (Welch's periodogram: 256 s window with 50% overlap)



| Frequency Band | Peak (Hz) | Power (ms ²) | Power (%) | Power (n.u.) |
|-------------------|-----------|--------------------------|-----------|--------------|
| VLF (0–0.04 Hz) | 0.0078 | 1 | 23.4 | |
| LF (0.04–0.15 Hz) | 0.0547 | 1 | 33.5 | 43.6 |
| HF (0.15–0.4 Hz) | 0.3906 | 2 | 43.2 | 56.4 |
| Total | | 4 | | |
| LF/HF | | 0.774 | | |

AR Spectrum⁵ (AR model order = 16, not factorized)

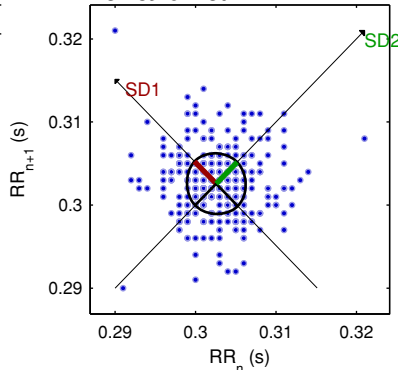


| Frequency Band | Peak (Hz) | Power (ms ²) | Power (%) | Power (n.u.) |
|-------------------|-----------|--------------------------|-----------|--------------|
| VLF (0–0.04 Hz) | 0.0039 | 2 | 55.9 | |
| LF (0.04–0.15 Hz) | 0.0430 | 1 | 22.7 | 51.3 |
| HF (0.15–0.4 Hz) | 0.3984 | 1 | 21.5 | 48.7 |
| Total | | 4 | | |
| LF/HF | | 1.054 | | |

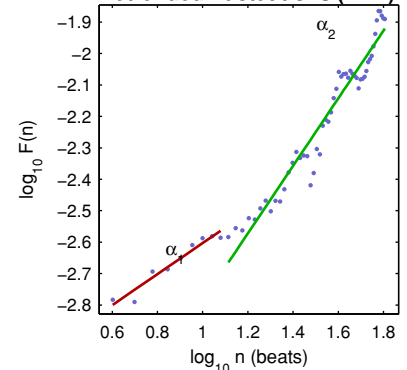
Nonlinear Results*

| Variable | Units | Value |
|--|---------|-------|
| Poincare plot | | |
| SD1 | (ms) | 3.8 |
| SD2 | (ms) | 3.7 |
| Recurrence plot | | |
| Mean line length (Lmean) | (beats) | 6.96 |
| Max line length (Lmax) | (beats) | 51 |
| Recurrence rate (REC) | (%) | 21.73 |
| Determinism (DET) | (%) | 94.97 |
| Shannon Entropy (ShanEn) | | 2.673 |
| Other | | |
| Approximate entropy (ApEn) | | 0.900 |
| Sample entropy (SampEn) | | 1.510 |
| Detrended fluctuations (DFA): α_1 | | 0.493 |
| Detrended fluctuations (DFA): α_2 | | 1.074 |
| Correlation dimension (D2) | | 0.000 |

Poincare Plot



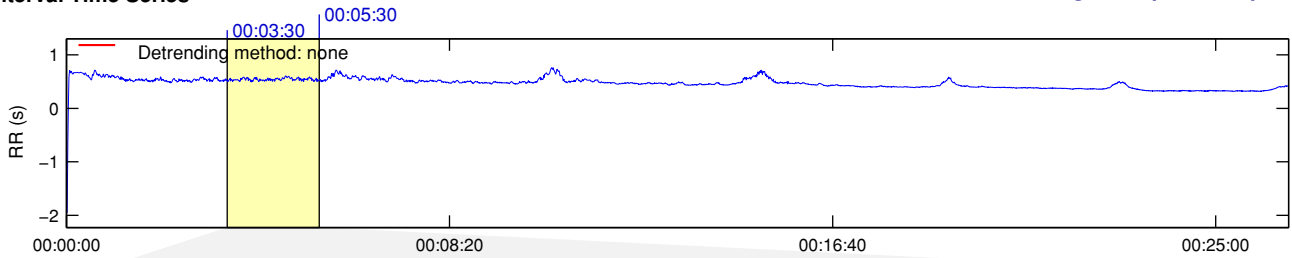
Detrended fluctuations (DFA)



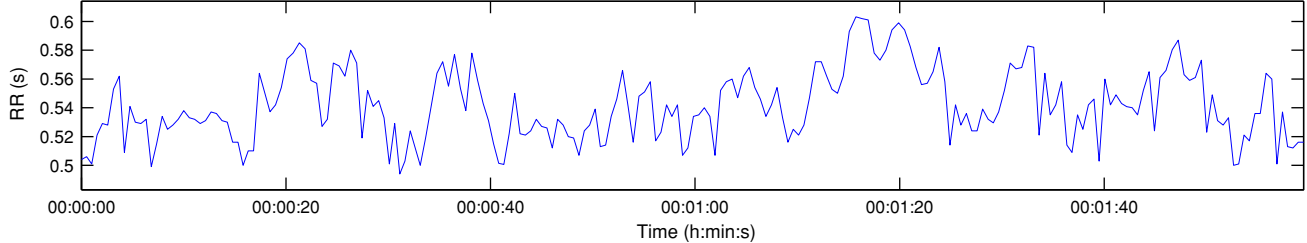
*Results are calculated from the non-detrended selected RR series.

RR Interval Time Series

Results for single samples: sample 1/6



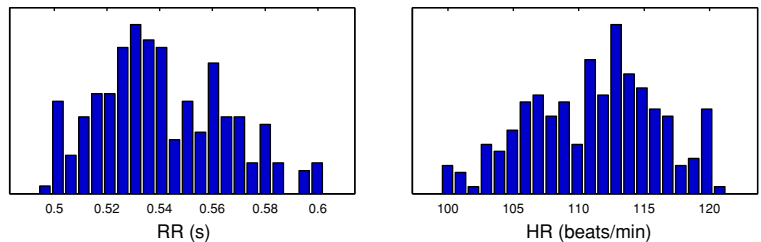
Selected RR Series



Time-Domain Results

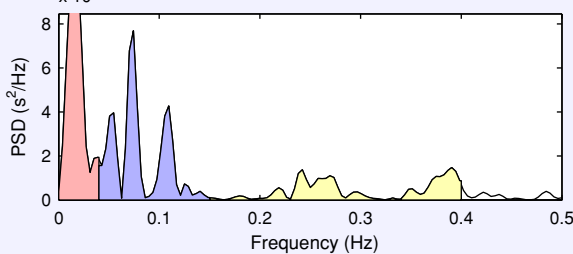
| Variable | Units | Value |
|---------------------|---------|--------|
| Mean RR* | (ms) | 540.9 |
| STD RR (SDNN) | (ms) | 24.2 |
| Mean HR* | (1/min) | 111.14 |
| STD HR | (1/min) | 4.91 |
| RMSSD | (ms) | 19.6 |
| NN50 | (count) | 6 |
| pNN50 | (%) | 2.7 |
| RR triangular index | | 7.929 |
| TINN | (ms) | 100.0 |

Distributions*



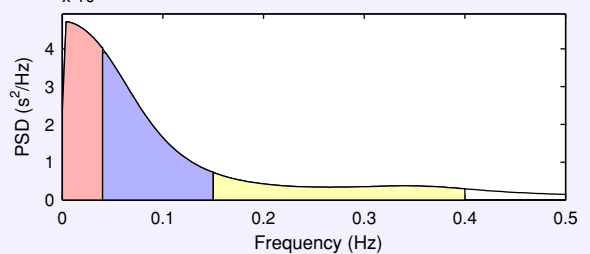
Frequency-Domain Results

FFT spectrum² (Welch's periodogram: 256 s window with 50% overlap)



| Frequency Band | Peak (Hz) | Power (ms ²) | Power (%) | Power (n.u.) |
|-------------------|-----------|--------------------------|-----------|--------------|
| VLF (0-0.04 Hz) | 0.0156 | 213 | 40.0 | |
| LF (0.04-0.15 Hz) | 0.0742 | 212 | 39.8 | 66.4 |
| HF (0.15-0.4 Hz) | 0.3906 | 107 | 20.1 | 33.6 |
| Total | | 532 | | |
| LF/HF | | 1.979 | | |

AR Spectrum³ (AR model order = 16, not factorized)

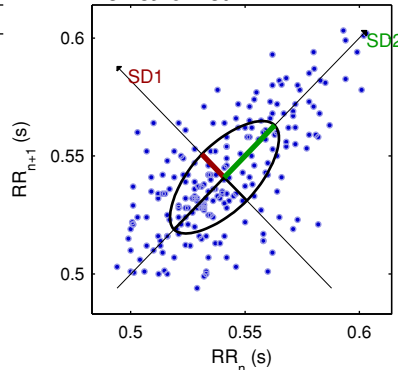


| Frequency Band | Peak (Hz) | Power (ms ²) | Power (%) | Power (n.u.) |
|-------------------|-----------|--------------------------|-----------|--------------|
| VLF (0-0.04 Hz) | 0.0039 | 175 | 35.3 | |
| LF (0.04-0.15 Hz) | 0.0430 | 222 | 45.0 | 69.5 |
| HF (0.15-0.4 Hz) | 0.1523 | 98 | 19.7 | 30.5 |
| Total | | 495 | | |
| LF/HF | | 2.277 | | |

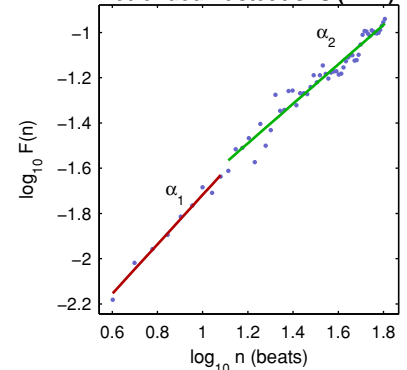
Nonlinear Results*

| Variable | Units | Value |
|--|---------|-------|
| Poincare plot | | |
| SD1 | (ms) | 13.9 |
| SD2 | (ms) | 31.2 |
| Recurrence plot | | |
| Mean line length (Lmean) | (beats) | 7.74 |
| Max line length (Lmax) | (beats) | 113 |
| Recurrence rate (REC) | (%) | 25.28 |
| Determinism (DET) | (%) | 96.91 |
| Shannon Entropy (ShanEn) | | 2.779 |
| Other | | |
| Approximate entropy (ApEn) | | 0.918 |
| Sample entropy (SampEn) | | 1.795 |
| Detrended fluctuations (DFA): α_1 | | 1.095 |
| Detrended fluctuations (DFA): α_2 | | 0.873 |
| Correlation dimension (D2) | | 0.361 |

Poincare Plot



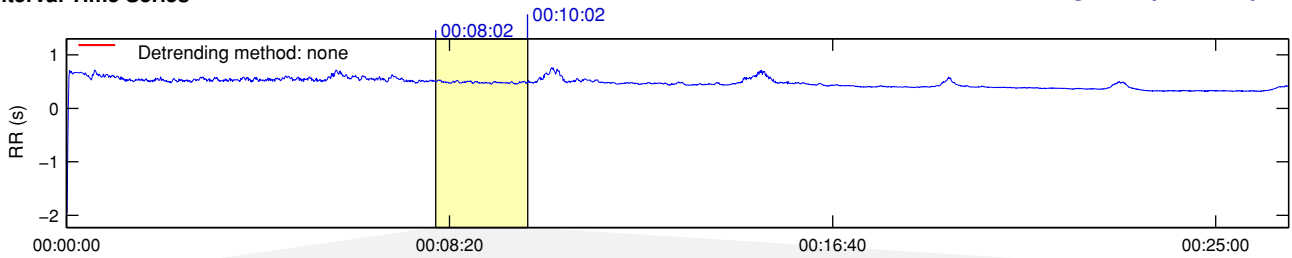
Detrended fluctuations (DFA)



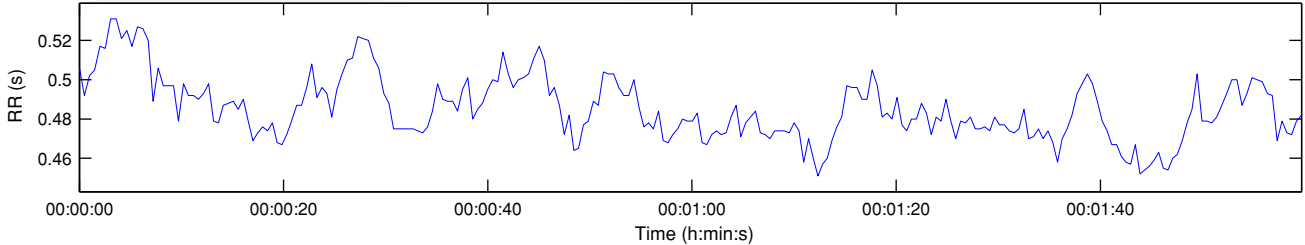
*Results are calculated from the non-detrended selected RR series.

RR Interval Time Series

Results for single samples: sample 2/6



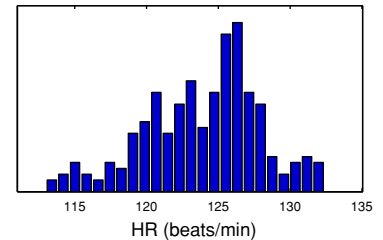
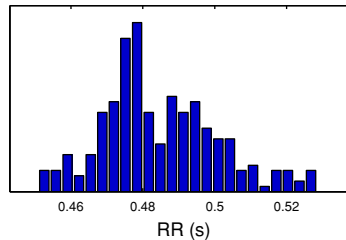
Selected RR Series



Time-Domain Results

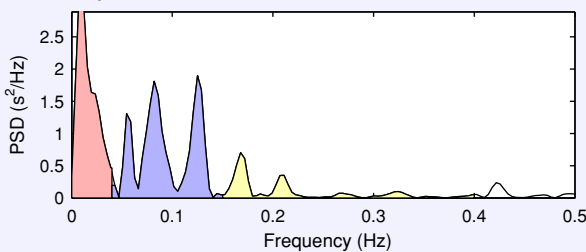
| Variable | Units | Value |
|---------------------|---------|--------|
| Mean RR* | (ms) | 484.7 |
| STD RR (SDNN) | (ms) | 16.0 |
| Mean HR* | (1/min) | 123.92 |
| STD HR | (1/min) | 4.03 |
| RMSSD | (ms) | 8.4 |
| NN50 | (count) | 0 |
| pNN50 | (%) | 0.0 |
| RR triangular index | | 4.429 |
| TINN | (ms) | 65.0 |

Distributions*



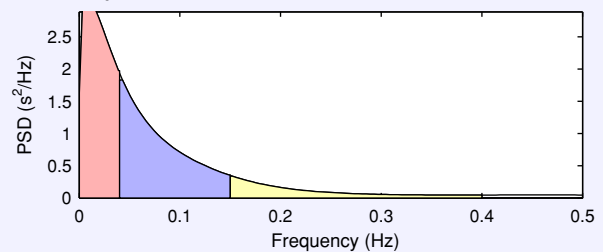
Frequency-Domain Results

FFT spectrum² (Welch's periodogram: 256 s window with 50% overlap)



| Frequency Band | Peak (Hz) | Power (ms ²) | Power (%) | Power (n.u.) |
|-------------------|-----------|--------------------------|-----------|--------------|
| VLF (0–0.04 Hz) | 0.0078 | 66 | 39.8 | |
| LF (0.04–0.15 Hz) | 0.1250 | 79 | 47.5 | 78.9 |
| HF (0.15–0.4 Hz) | 0.1680 | 21 | 12.7 | 21.1 |
| Total | | 166 | | |
| LF/HF | | 3.742 | | |

AR Spectrum³ (AR model order = 16, not factorized)

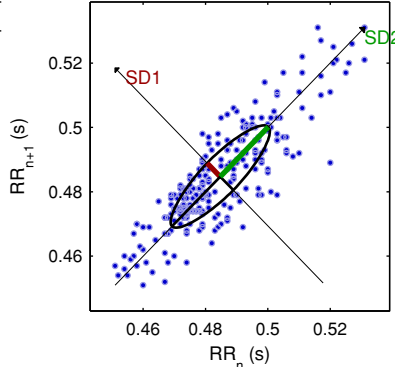


| Frequency Band | Peak (Hz) | Power (ms ²) | Power (%) | Power (n.u.) |
|-------------------|-----------|--------------------------|-----------|--------------|
| VLF (0–0.04 Hz) | 0.0039 | 105 | 46.2 | |
| LF (0.04–0.15 Hz) | 0.0430 | 97 | 42.5 | 79.0 |
| HF (0.15–0.4 Hz) | 0.1523 | 26 | 11.3 | 21.0 |
| Total | | 228 | | |
| LF/HF | | 3.755 | | |

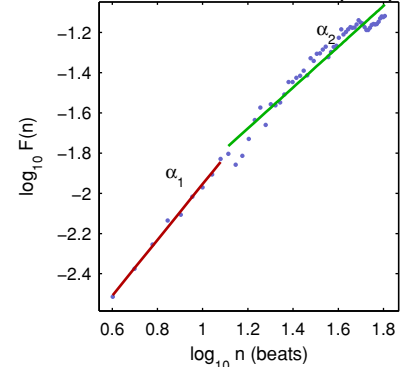
Nonlinear Results*

| Variable | Units | Value |
|--|---------|-------|
| Poincare plot | | |
| SD1 | (ms) | 5.9 |
| SD2 | (ms) | 21.8 |
| Recurrence plot | | |
| Mean line length (Lmean) | (beats) | 11.52 |
| Max line length (Lmax) | (beats) | 238 |
| Recurrence rate (REC) | (%) | 38.47 |
| Determinism (DET) | (%) | 98.65 |
| Shannon Entropy (ShanEn) | | 3.213 |
| Other | | |
| Approximate entropy (ApEn) | | 1.030 |
| Sample entropy (SampEn) | | 1.178 |
| Detrended fluctuations (DFA): α_1 | | 1.388 |
| Detrended fluctuations (DFA): α_2 | | 1.015 |
| Correlation dimension (D2) | | 0.075 |

Poincare Plot



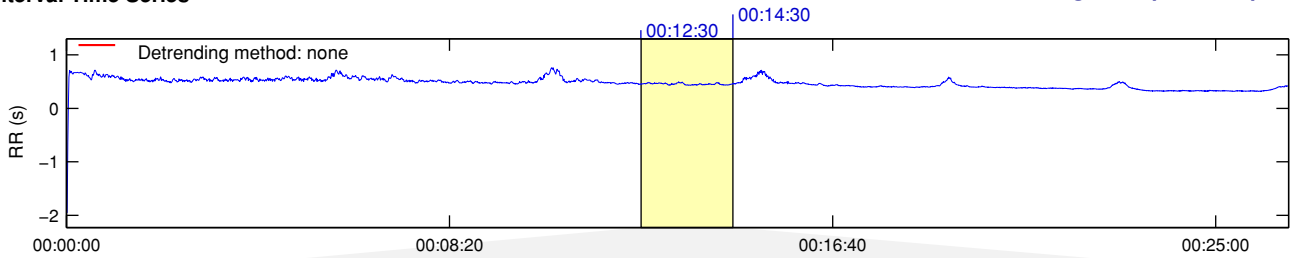
Detrended fluctuations (DFA)



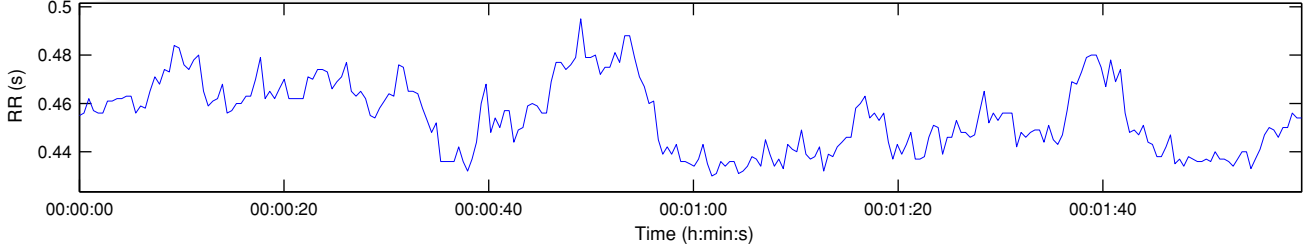
*Results are calculated from the non-detrended selected RR series.

RR Interval Time Series

Results for single samples: sample 3/6



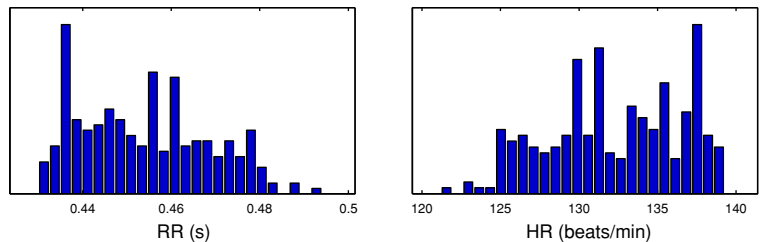
Selected RR Series



Time-Domain Results

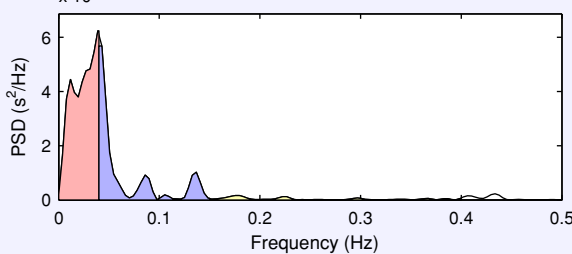
| Variable | Units | Value |
|---------------------|---------|--------|
| Mean RR* | (ms) | 454.0 |
| STD RR (SDNN) | (ms) | 14.6 |
| Mean HR* | (1/min) | 132.30 |
| STD HR | (1/min) | 4.20 |
| RMSSD | (ms) | 6.1 |
| NN50 | (count) | 0 |
| pNN50 | (%) | 0.0 |
| RR triangular index | | 4.889 |
| TINN | (ms) | 65.0 |

Distributions*



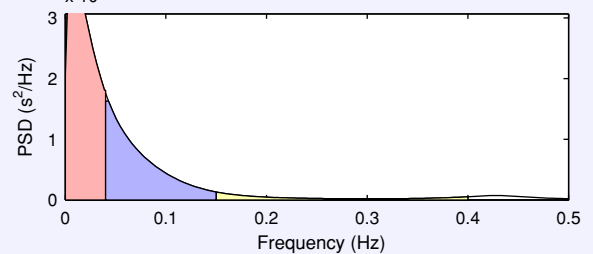
Frequency-Domain Results

FFT spectrum² (Welch's periodogram: 256 s window with 50% overlap)



| Frequency Band | Peak (Hz) | Power (ms ²) | Power (%) | Power (n.u.) |
|-------------------|-----------|--------------------------|-----------|--------------|
| VLF (0-0.04 Hz) | 0.0391 | 163 | 63.2 | |
| LF (0.04-0.15 Hz) | 0.0430 | 86 | 33.4 | 90.8 |
| HF (0.15-0.4 Hz) | 0.1758 | 9 | 3.4 | 9.2 |
| Total | | 258 | | |
| LF/HF | | 9.892 | | |

AR Spectrum³ (AR model order = 16, not factorized)

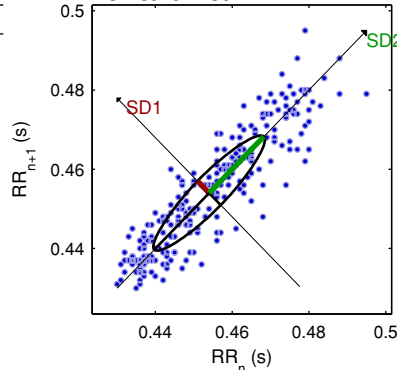


| Frequency Band | Peak (Hz) | Power (ms ²) | Power (%) | Power (n.u.) |
|-------------------|-----------|--------------------------|-----------|--------------|
| VLF (0-0.04 Hz) | 0.0039 | 117 | 60.1 | |
| LF (0.04-0.15 Hz) | 0.0430 | 69 | 35.2 | 88.3 |
| HF (0.15-0.4 Hz) | 0.1523 | 9 | 4.7 | 11.7 |
| Total | | 195 | | |
| LF/HF | | 7.518 | | |

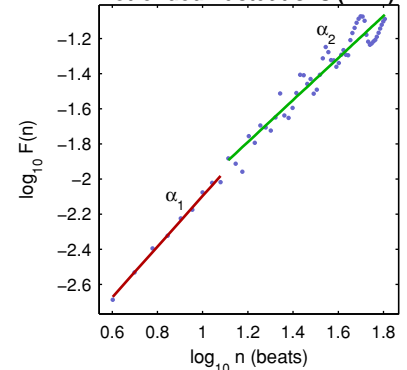
Nonlinear Results*

| Variable | Units | Value |
|--|---------|-------|
| Poincare plot | | |
| SD1 | (ms) | 4.3 |
| SD2 | (ms) | 20.2 |
| Recurrence plot | | |
| Mean line length (Lmean) | (beats) | 13.63 |
| Max line length (Lmax) | (beats) | 254 |
| Recurrence rate (REC) | (%) | 38.73 |
| Determinism (DET) | (%) | 99.33 |
| Shannon Entropy (ShanEn) | | 3.387 |
| Other | | |
| Approximate entropy (ApEn) | | 1.003 |
| Sample entropy (SampEn) | | 1.153 |
| Detrended fluctuations (DFA): α_1 | | 1.442 |
| Detrended fluctuations (DFA): α_2 | | 1.196 |
| Correlation dimension (D2) | | 0.046 |

Poincare Plot



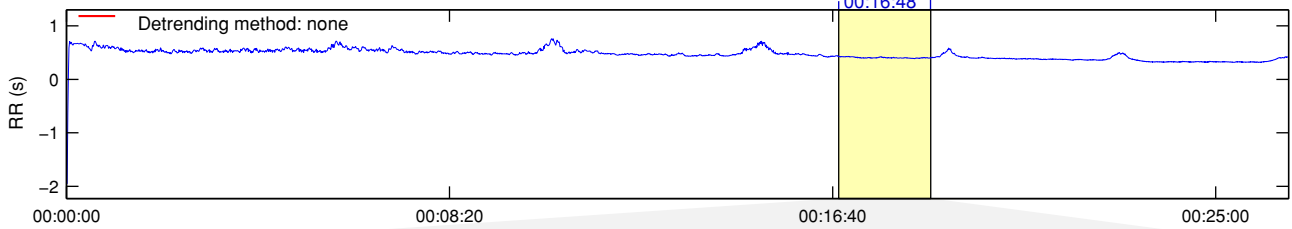
Detrended fluctuations (DFA)



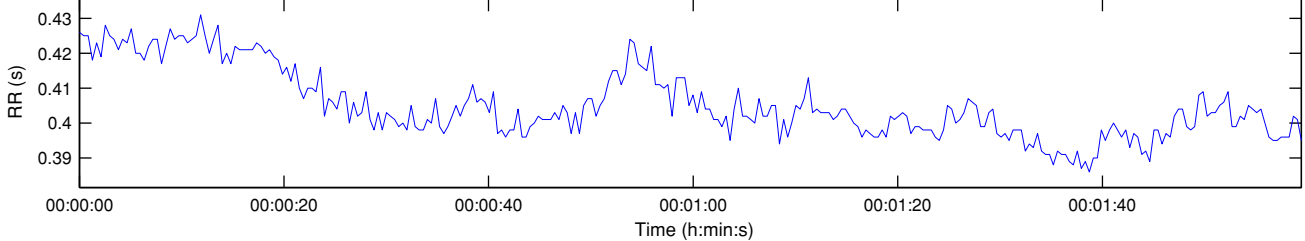
*Results are calculated from the non-detrended selected RR series.

RR Interval Time Series

Results for single samples: sample 4/6



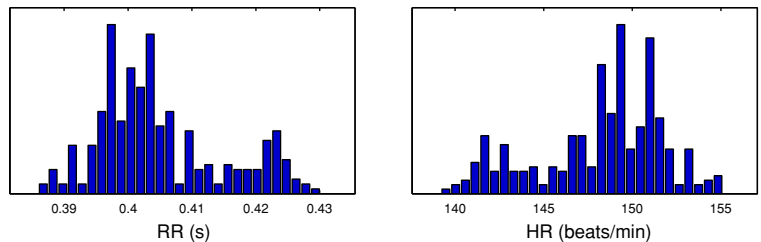
Selected RR Series



Time-Domain Results

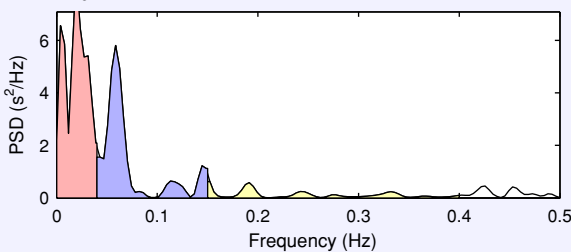
| Variable | Units | Value |
|---------------------|---------|--------|
| Mean RR* | (ms) | 405.0 |
| STD RR (SDNN) | (ms) | 9.8 |
| Mean HR* | (1/min) | 148.22 |
| STD HR | (1/min) | 3.51 |
| RMSSD | (ms) | 4.1 |
| NN50 | (count) | 0 |
| pNN50 | (%) | 0.0 |
| RR triangular index | | 2.874 |
| TINN | (ms) | 35.0 |

Distributions*



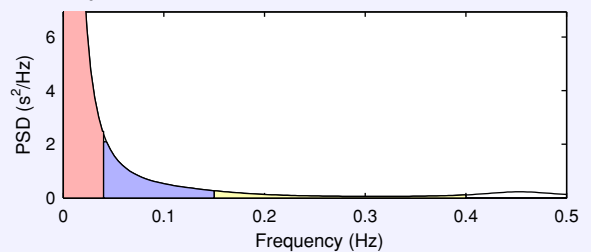
Frequency-Domain Results

FFT spectrum¹ (Welch's periodogram: 256 s window with 50% overlap)



| Frequency Band | Peak (Hz) | Power (ms ²) | Power (%) | Power (n.u.) |
|-------------------|-----------|--------------------------|-----------|--------------|
| VLF (0–0.04 Hz) | 0.0195 | 20 | 55.9 | |
| LF (0.04–0.15 Hz) | 0.0586 | 13 | 36.2 | 82.2 |
| HF (0.15–0.4 Hz) | 0.1523 | 3 | 7.9 | 17.8 |
| Total | | 37 | | |
| LF/HF | | 4.603 | | |

AR Spectrum⁴ (AR model order = 16, not factorized)

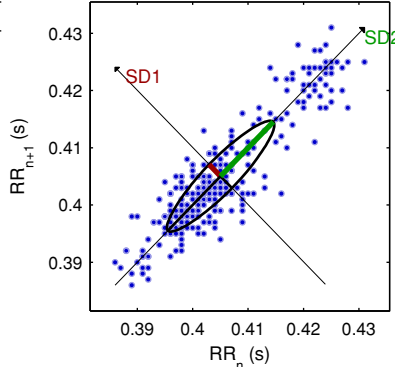


| Frequency Band | Peak (Hz) | Power (ms ²) | Power (%) | Power (n.u.) |
|-------------------|-----------|--------------------------|-----------|--------------|
| VLF (0–0.04 Hz) | 0.0039 | 73 | 87.2 | |
| LF (0.04–0.15 Hz) | 0.0430 | 8 | 10.0 | 77.9 |
| HF (0.15–0.4 Hz) | 0.1523 | 2 | 2.8 | 22.1 |
| Total | | 84 | | |
| LF/HF | | 3.526 | | |

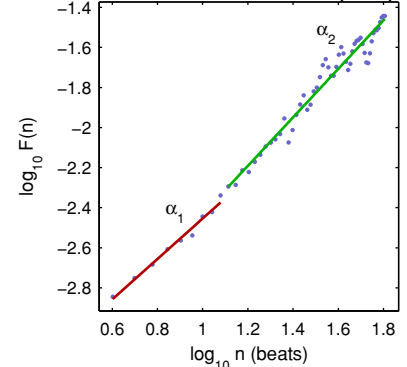
Nonlinear Results*

| Variable | Units | Value |
|--|---------|-------|
| Poincare plot | | |
| SD1 | (ms) | 2.9 |
| SD2 | (ms) | 13.4 |
| Recurrence plot | | |
| Mean line length (Lmean) | (beats) | 32.04 |
| Max line length (Lmax) | (beats) | 286 |
| Recurrence rate (REC) | (%) | 54.79 |
| Determinism (DET) | (%) | 99.80 |
| Shannon Entropy (ShanEn) | | 4.181 |
| Other | | |
| Approximate entropy (ApEn) | | 1.040 |
| Sample entropy (SampEn) | | 1.438 |
| Detrended fluctuations (DFA): α_1 | | 1.009 |
| Detrended fluctuations (DFA): α_2 | | 1.210 |
| Correlation dimension (D2) | | 0.001 |

Poincare Plot



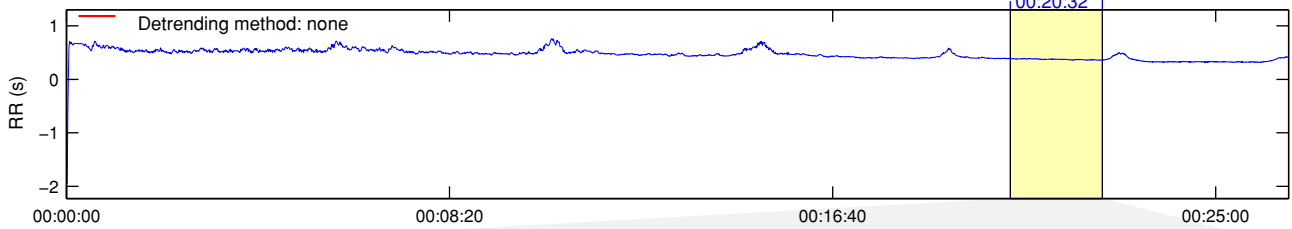
Detrended fluctuations (DFA)



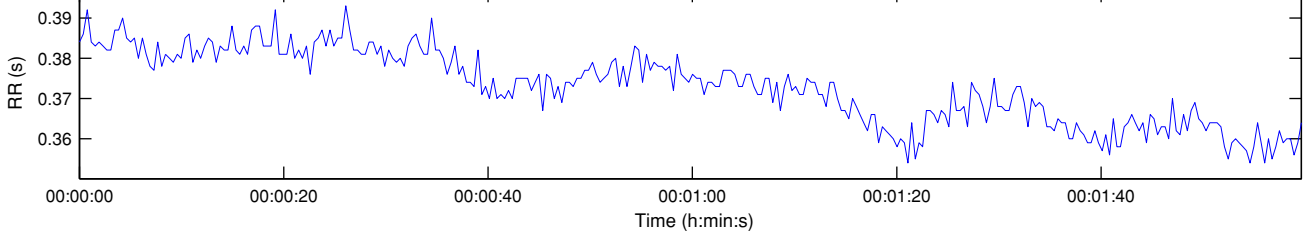
*Results are calculated from the non-detrended selected RR series.

RR Interval Time Series

Results for single samples: sample 5/6



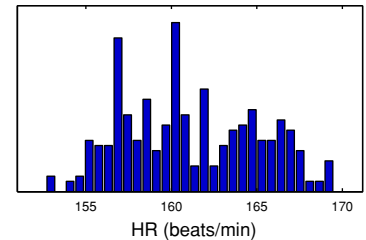
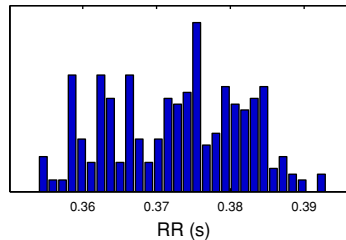
Selected RR Series



Time-Domain Results

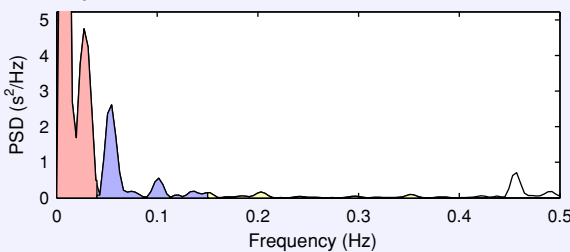
| Variable | Units | Value |
|---------------------|---------|--------|
| Mean RR* | (ms) | 372.7 |
| STD RR (SDNN) | (ms) | 9.0 |
| Mean HR* | (1/min) | 161.10 |
| STD HR | (1/min) | 3.92 |
| RMSSD | (ms) | 4.0 |
| NN50 | (count) | 0 |
| pNN50 | (%) | 0.0 |
| RR triangular index | | 3.426 |
| TINN | (ms) | 35.0 |

Distributions*



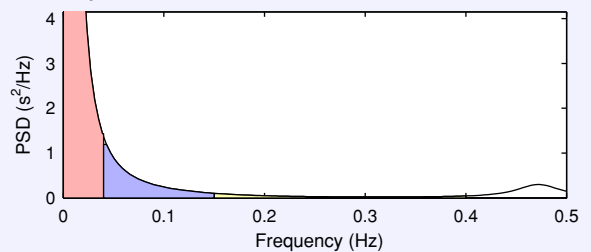
Frequency-Domain Results

FFT spectrum¹ (Welch's periodogram: 256 s window with 50% overlap)



| Frequency Band | Peak (Hz) | Power (ms ²) | Power (%) | Power (n.u.) |
|-------------------|-----------|--------------------------|-----------|--------------|
| VLF (0-0.04 Hz) | 0.0078 | 25 | 82.1 | |
| LF (0.04-0.15 Hz) | 0.0547 | 5 | 15.5 | 86.6 |
| HF (0.15-0.4 Hz) | 0.2031 | 1 | 2.4 | 13.4 |
| Total | | 31 | | |
| LF/HF | | 6.459 | | |

AR Spectrum⁴ (AR model order = 16, not factorized)

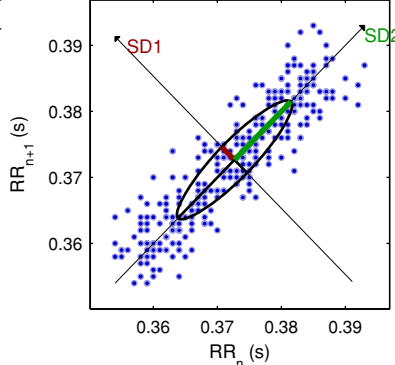


| Frequency Band | Peak (Hz) | Power (ms ²) | Power (%) | Power (n.u.) |
|-------------------|-----------|--------------------------|-----------|--------------|
| VLF (0-0.04 Hz) | 0.0039 | 52 | 91.1 | |
| LF (0.04-0.15 Hz) | 0.0430 | 4 | 7.4 | 82.4 |
| HF (0.15-0.4 Hz) | 0.1523 | 1 | 1.6 | 17.6 |
| Total | | 57 | | |
| LF/HF | | 4.666 | | |

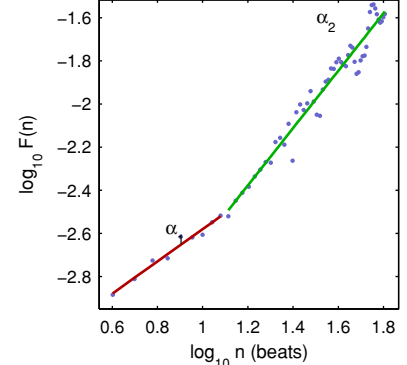
Nonlinear Results*

| Variable | Units | Value |
|--|---------|-------|
| Poincare plot | | |
| SD1 | (ms) | 2.8 |
| SD2 | (ms) | 12.5 |
| Recurrence plot | | |
| Mean line length (Lmean) | (beats) | 32.28 |
| Max line length (Lmax) | (beats) | 312 |
| Recurrence rate (REC) | (%) | 46.40 |
| Determinism (DET) | (%) | 99.42 |
| Shannon Entropy (ShanEn) | | 4.095 |
| Other | | |
| Approximate entropy (ApEn) | | 1.120 |
| Sample entropy (SampEn) | | 1.472 |
| Detrended fluctuations (DFA): α_1 | | 0.748 |
| Detrended fluctuations (DFA): α_2 | | 1.331 |
| Correlation dimension (D2) | | 0.000 |

Poincare Plot



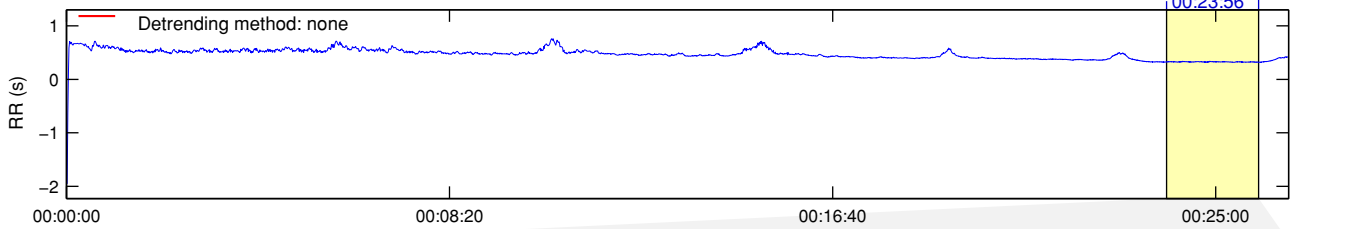
Detrended fluctuations (DFA)



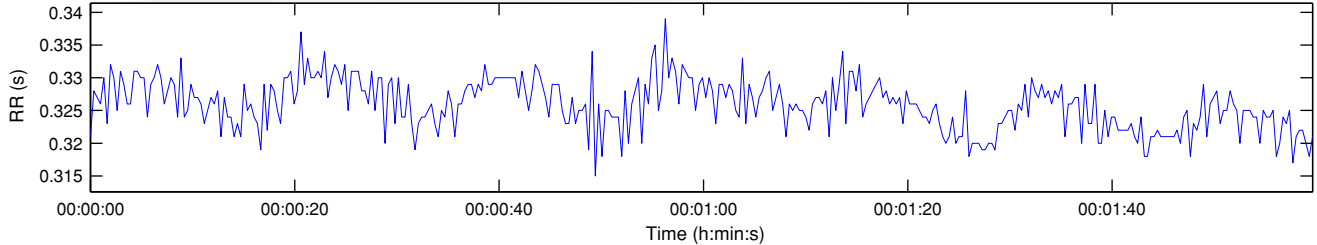
*Results are calculated from the non-detrended selected RR series.

RR Interval Time Series

Results for single samples: sample 6/6



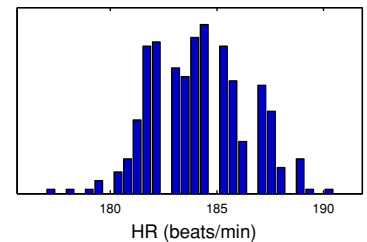
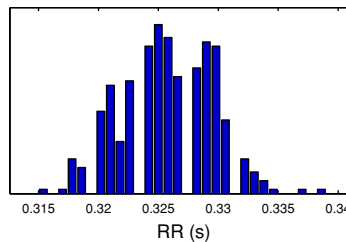
Selected RR Series



Time-Domain Results

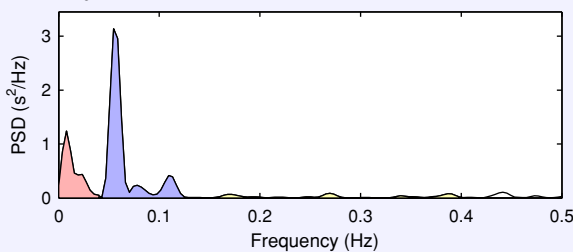
| Variable | Units | Value |
|---------------------|---------|--------|
| Mean RR* | (ms) | 325.9 |
| STD RR (SDNN) | (ms) | 3.8 |
| Mean HR* | (1/min) | 184.15 |
| STD HR | (1/min) | 2.18 |
| RMSSD | (ms) | 4.2 |
| NN50 | (count) | 0 |
| pNN50 | (%) | 0.0 |
| RR triangular index | | 1.466 |
| TINN | (ms) | 20.0 |

Distributions*



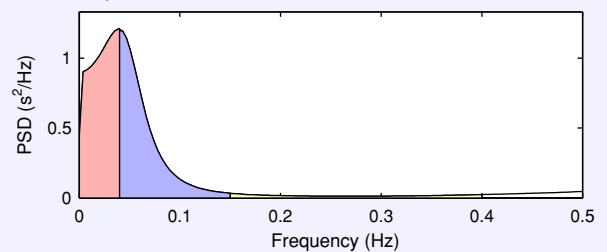
Frequency-Domain Results

FFT spectrum¹ (Welch's periodogram: 256 s window with 50% overlap)



| Frequency Band | Peak (Hz) | Power (ms ²) | Power (%) | Power (n.u.) |
|-------------------|-----------|--------------------------|-----------|--------------|
| VLF (0–0.04 Hz) | 0.0078 | 2 | 26.1 | |
| LF (0.04–0.15 Hz) | 0.0547 | 5 | 66.5 | 90.0 |
| HF (0.15–0.4 Hz) | 0.2695 | 1 | 7.4 | 10.0 |
| Total | | 7 | | |
| LF/HF | | 8.974 | | |

AR Spectrum⁴ (AR model order = 16, not factorized)

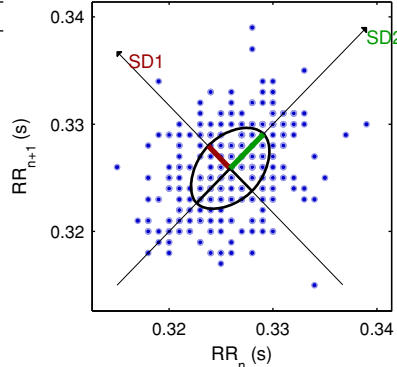


| Frequency Band | Peak (Hz) | Power (ms ²) | Power (%) | Power (n.u.) |
|-------------------|-----------|--------------------------|-----------|--------------|
| VLF (0–0.04 Hz) | 0.0391 | 4 | 48.7 | |
| LF (0.04–0.15 Hz) | 0.0430 | 4 | 46.4 | 90.6 |
| HF (0.15–0.4 Hz) | 0.1523 | 0 | 4.8 | 9.4 |
| Total | | 8 | | |
| LF/HF | | 9.644 | | |

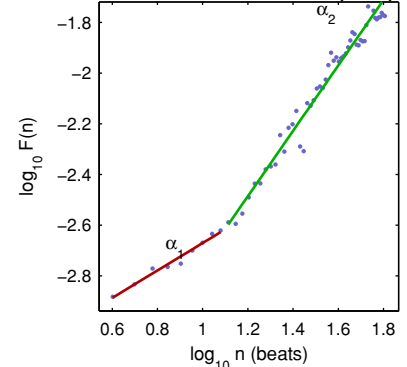
Nonlinear Results*

| Variable | Units | Value |
|--|---------|-------|
| Poincare plot | | |
| SD1 | (ms) | 3.0 |
| SD2 | (ms) | 4.6 |
| Recurrence plot | | |
| Mean line length (Lmean) | (beats) | 8.69 |
| Max line length (Lmax) | (beats) | 60 |
| Recurrence rate (REC) | (%) | 25.00 |
| Determinism (DET) | (%) | 96.11 |
| Shannon Entropy (ShanEn) | | 2.927 |
| Other | | |
| Approximate entropy (ApEn) | | 0.863 |
| Sample entropy (SampEn) | | 2.136 |
| Detrended fluctuations (DFA): α_1 | | 0.542 |
| Detrended fluctuations (DFA): α_2 | | 1.292 |
| Correlation dimension (D2) | | 0.000 |

Poincare Plot



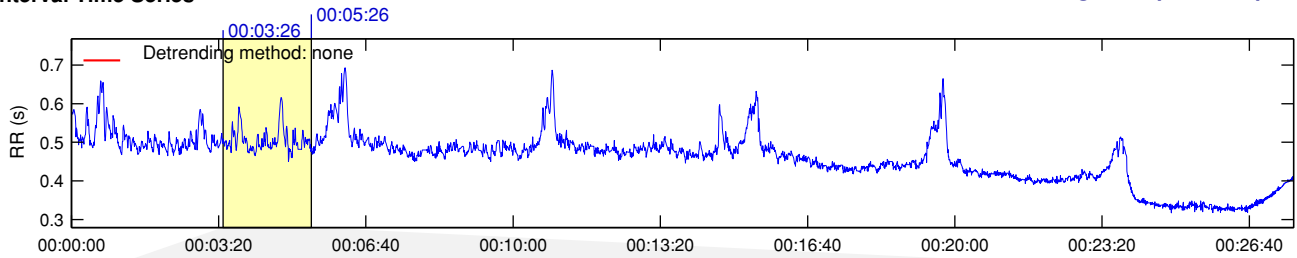
Detrended fluctuations (DFA)



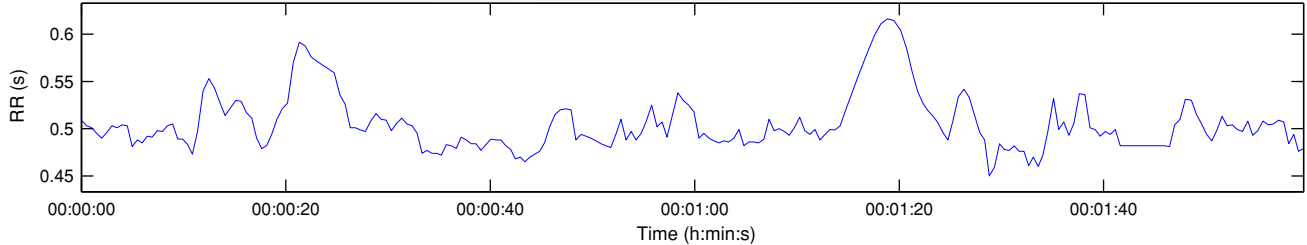
*Results are calculated from the non-detrended selected RR series.

RR Interval Time Series

Results for single samples: sample 1/6



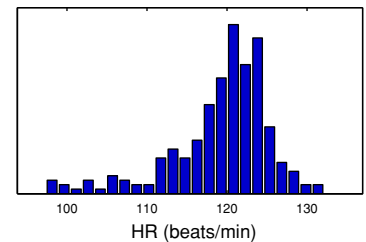
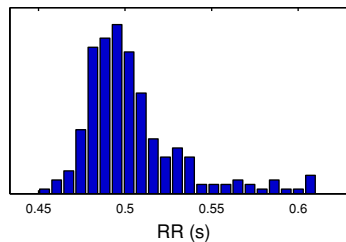
Selected RR Series



Time-Domain Results

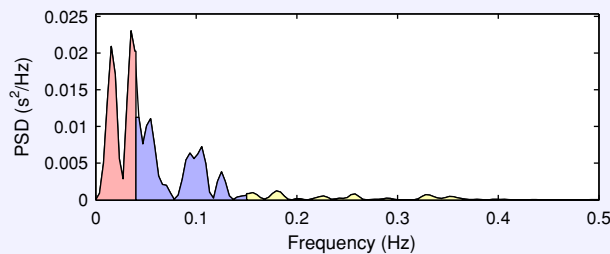
| Variable | Units | Value |
|---------------------|---------|--------|
| Mean RR* | (ms) | 504.2 |
| STD RR (SDNN) | (ms) | 28.8 |
| Mean HR* | (1/min) | 119.36 |
| STD HR | (1/min) | 6.30 |
| RMSSD | (ms) | 12.5 |
| NN50 | (count) | 0 |
| pNN50 | (%) | 0.0 |
| RR triangular index | | 4.857 |
| TINN | (ms) | 130.0 |

Distributions*



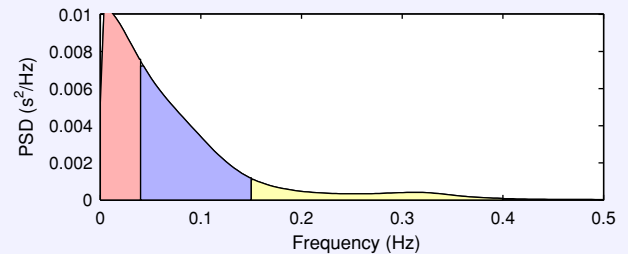
Frequency-Domain Results

FFT spectrum (Welch's periodogram: 256 s window with 50% overlap)



| Frequency Band | Peak (Hz) | Power (ms ²) | Power (%) | Power (n.u.) |
|-------------------|-----------|--------------------------|-----------|--------------|
| VLF (0-0.04 Hz) | 0.0352 | 458 | 47.2 | |
| LF (0.04-0.15 Hz) | 0.0430 | 440 | 45.4 | 86.1 |
| HF (0.15-0.4 Hz) | 0.1797 | 71 | 7.3 | 13.9 |
| Total | | 969 | | |
| LF/HF | | 6.203 | | |

AR Spectrum (AR model order = 16, not factorized)

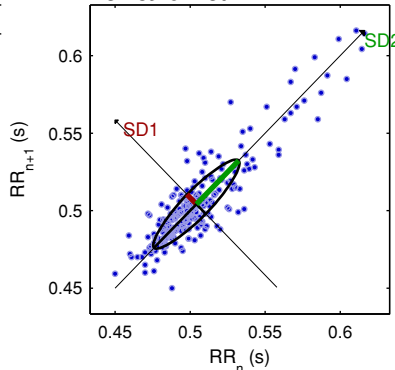


| Frequency Band | Peak (Hz) | Power (ms ²) | Power (%) | Power (n.u.) |
|-------------------|-----------|--------------------------|-----------|--------------|
| VLF (0-0.04 Hz) | 0.0039 | 361 | 41.0 | |
| LF (0.04-0.15 Hz) | 0.0430 | 423 | 48.0 | 81.3 |
| HF (0.15-0.4 Hz) | 0.1523 | 97 | 11.1 | 18.7 |
| Total | | 882 | | |
| LF/HF | | 4.341 | | |

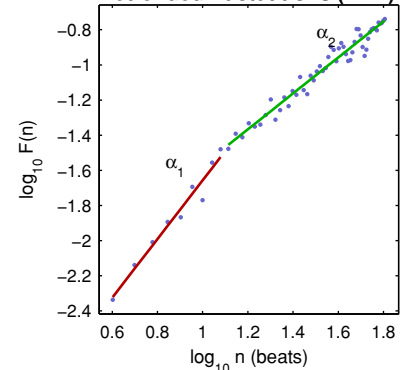
Nonlinear Results*

| Variable | Units | Value |
|--|---------|-------|
| Poincare plot | | |
| SD1 | (ms) | 8.8 |
| SD2 | (ms) | 39.8 |
| Recurrence plot | | |
| Mean line length (Lmean) | (beats) | 15.21 |
| Max line length (Lmax) | (beats) | 228 |
| Recurrence rate (REC) | (%) | 52.99 |
| Determinism (DET) | (%) | 99.51 |
| Shannon Entropy (ShanEn) | | 3.500 |
| Other | | |
| Approximate entropy (ApEn) | | 0.891 |
| Sample entropy (SampEn) | | 0.964 |
| Detrended fluctuations (DFA): α_1 | | 1.671 |
| Detrended fluctuations (DFA): α_2 | | 1.024 |
| Correlation dimension (D2) | | 0.366 |

Poincare Plot



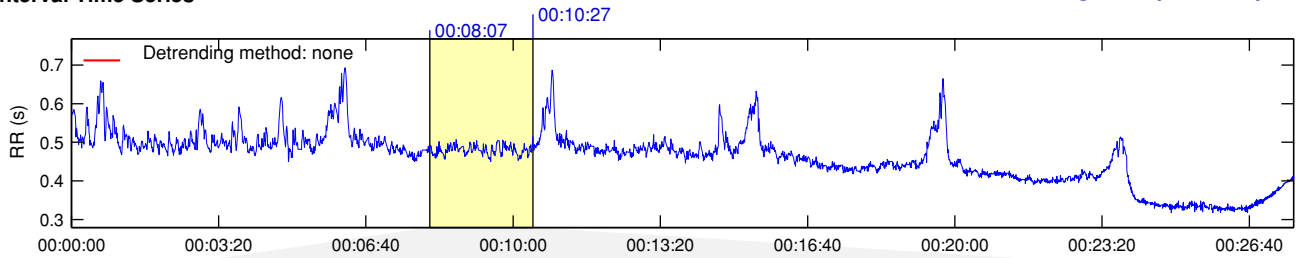
Detrended fluctuations (DFA)



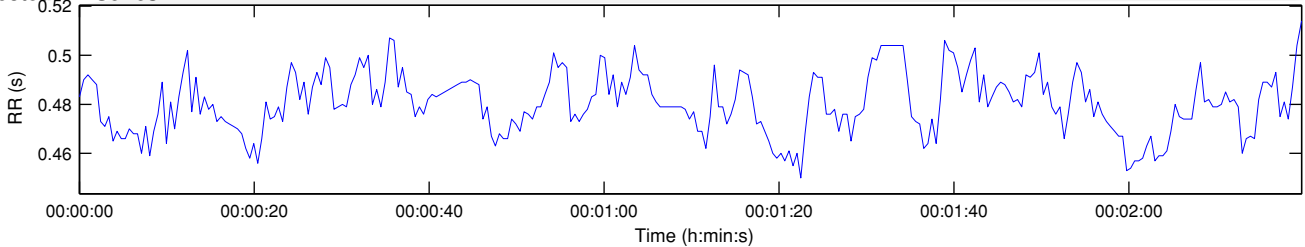
*Results are calculated from the non-detrended selected RR series.

RR Interval Time Series

Results for single samples: sample 2/6



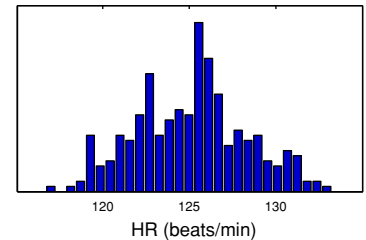
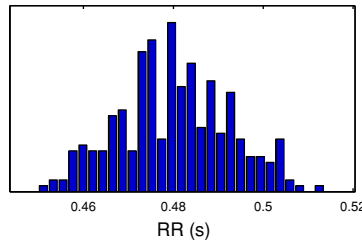
Selected RR Series



Time-Domain Results

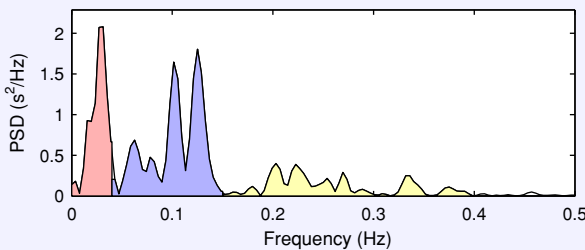
| Variable | Units | Value |
|---------------------|---------|--------|
| Mean RR* | (ms) | 480.2 |
| STD RR (SDNN) | (ms) | 12.3 |
| Mean HR* | (1/min) | 125.04 |
| STD HR | (1/min) | 3.19 |
| RMSSD | (ms) | 8.4 |
| NN50 | (count) | 0 |
| pNN50 | (%) | 0.0 |
| RR triangular index | | 3.561 |
| TINN | (ms) | 55.0 |

Distributions*



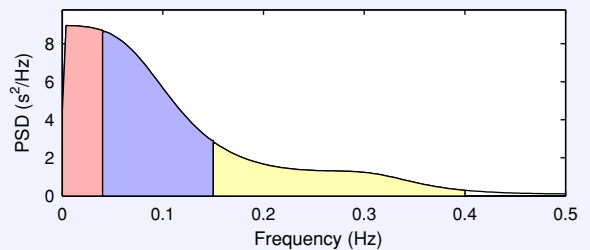
Frequency-Domain Results

FFT spectrum³ (Welch's periodogram: 256 s window with 50% overlap)



| Frequency Band | Peak (Hz) | Power (ms ²) | Power (%) | Power (n.u.) |
|-------------------|-----------|--------------------------|-----------|--------------|
| VLF (0–0.04 Hz) | 0.0313 | 37 | 27.5 | |
| LF (0.04–0.15 Hz) | 0.1250 | 69 | 51.4 | 70.8 |
| HF (0.15–0.4 Hz) | 0.2031 | 28 | 21.1 | 29.2 |
| Total | | 135 | | |
| LF/HF | | 2.430 | | |

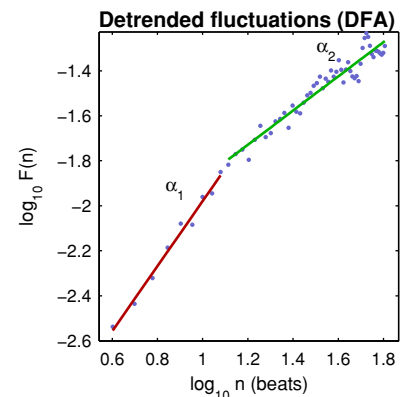
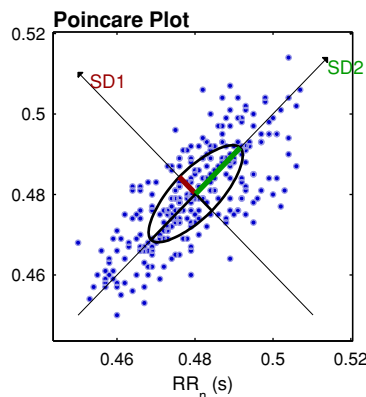
AR Spectrum⁴ (AR model order = 16, not factorized)



| Frequency Band | Peak (Hz) | Power (ms ²) | Power (%) | Power (n.u.) |
|-------------------|-----------|--------------------------|-----------|--------------|
| VLF (0–0.04 Hz) | 0.0039 | 35 | 26.3 | |
| LF (0.04–0.15 Hz) | 0.0430 | 65 | 49.5 | 67.2 |
| HF (0.15–0.4 Hz) | 0.1523 | 32 | 24.2 | 32.8 |
| Total | | 132 | | |
| LF/HF | | 2.048 | | |

Nonlinear Results*

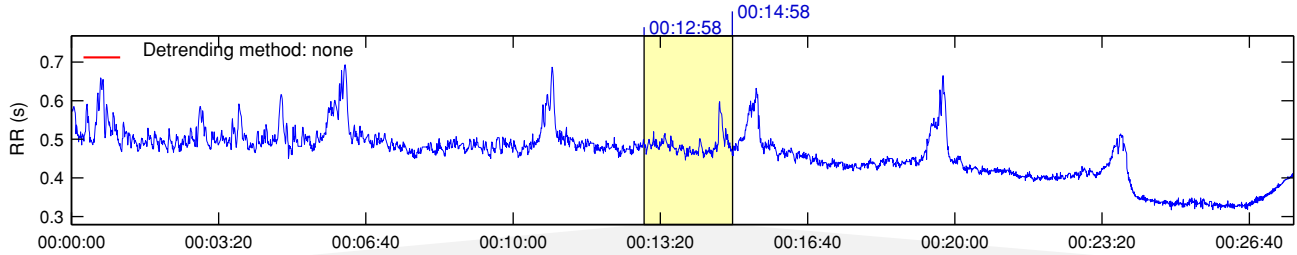
| Variable | Units | Value |
|--|---------|-------|
| Poincare plot | | |
| SD1 | (ms) | 5.9 |
| SD2 | (ms) | 16.2 |
| Recurrence plot | | |
| Mean line length (Lmean) | (beats) | 8.25 |
| Max line length (Lmax) | (beats) | 172 |
| Recurrence rate (REC) | (%) | 27.34 |
| Determinism (DET) | (%) | 97.67 |
| Shannon Entropy (ShanEn) | | 2.873 |
| Other | | |
| Approximate entropy (ApEn) | | 1.053 |
| Sample entropy (SampEn) | | 1.379 |
| Detrended fluctuations (DFA): α_1 | | 1.446 |
| Detrended fluctuations (DFA): α_2 | | 0.760 |
| Correlation dimension (D2) | | 0.003 |



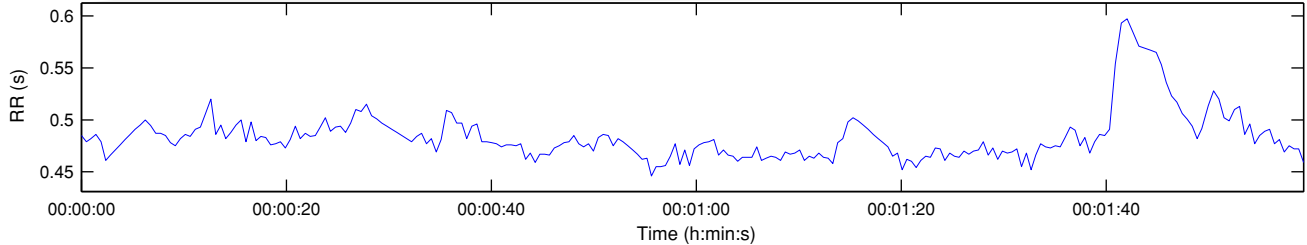
*Results are calculated from the non-detrended selected RR series.

RR Interval Time Series

Results for single samples: sample 3/6



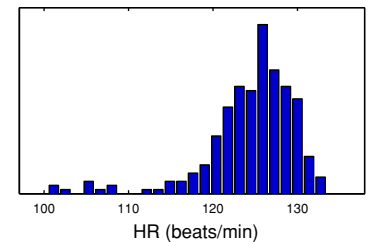
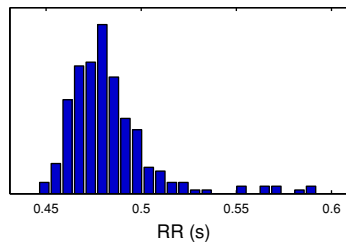
Selected RR Series



Time-Domain Results

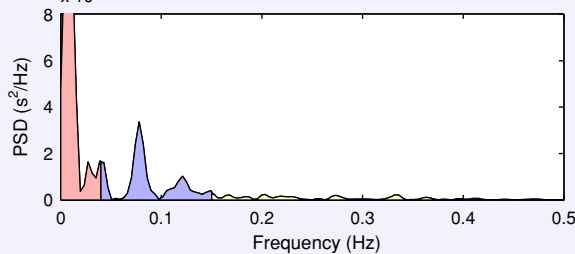
| Variable | Units | Value |
|---------------------|---------|--------|
| Mean RR* | (ms) | 483.2 |
| STD RR (SDNN) | (ms) | 23.1 |
| Mean HR* | (1/min) | 124.43 |
| STD HR | (1/min) | 5.42 |
| RMSSD | (ms) | 10.1 |
| NN50 | (count) | 1 |
| pNN50 | (%) | 0.4 |
| RR triangular index | | 4.863 |
| TINN | (ms) | 125.0 |

Distributions*



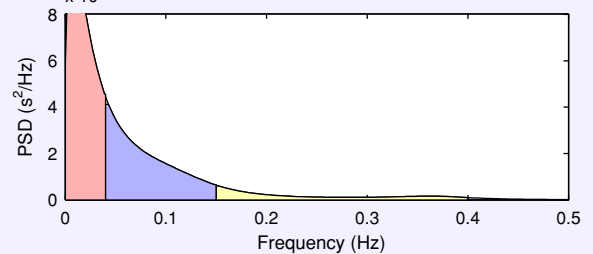
Frequency-Domain Results

FFT spectrum² (Welch's periodogram: 256 s window with 50% overlap)



| Frequency Band | Peak (Hz) | Power (ms ²) | Power (%) | Power (n.u.) |
|-------------------|-----------|--------------------------|-----------|--------------|
| VLF (0–0.04 Hz) | 0.0078 | 179 | 64.6 | |
| LF (0.04–0.15 Hz) | 0.0781 | 78 | 28.1 | 79.3 |
| HF (0.15–0.4 Hz) | 0.1523 | 20 | 7.3 | 20.7 |
| Total | | 277 | | |
| LF/HF | | 3.831 | | |

AR Spectrum³ (AR model order = 16, not factorized)

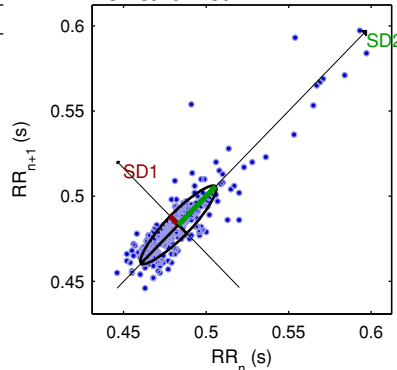


| Frequency Band | Peak (Hz) | Power (ms ²) | Power (%) | Power (n.u.) |
|-------------------|-----------|--------------------------|-----------|--------------|
| VLF (0–0.04 Hz) | 0.0039 | 317 | 55.5 | |
| LF (0.04–0.15 Hz) | 0.0430 | 208 | 36.4 | 81.8 |
| HF (0.15–0.4 Hz) | 0.1523 | 46 | 8.1 | 18.2 |
| Total | | 571 | | |
| LF/HF | | 4.482 | | α_2 |

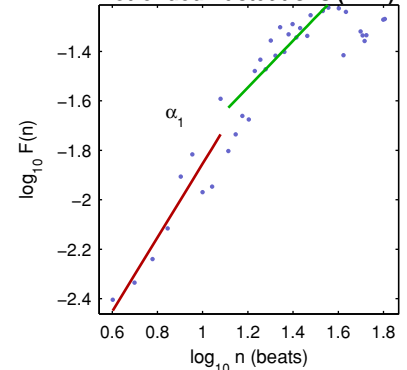
Nonlinear Results*

| Variable | Units | Value |
|--|---------|-------|
| Poincare plot | | |
| SD1 | (ms) | 7.1 |
| SD2 | (ms) | 31.9 |
| Recurrence plot | | |
| Mean line length (Lmean) | (beats) | 19.71 |
| Max line length (Lmax) | (beats) | 202 |
| Recurrence rate (REC) | (%) | 61.23 |
| Determinism (DET) | (%) | 99.74 |
| Shannon Entropy (ShanEn) | | 3.664 |
| Other | | |
| Approximate entropy (ApEn) | | 0.915 |
| Sample entropy (SampEn) | | 1.028 |
| Detrended fluctuations (DFA): α_1 | | 1.495 |
| Detrended fluctuations (DFA): α_2 | | 0.947 |
| Correlation dimension (D2) | | 0.174 |

Poincare Plot



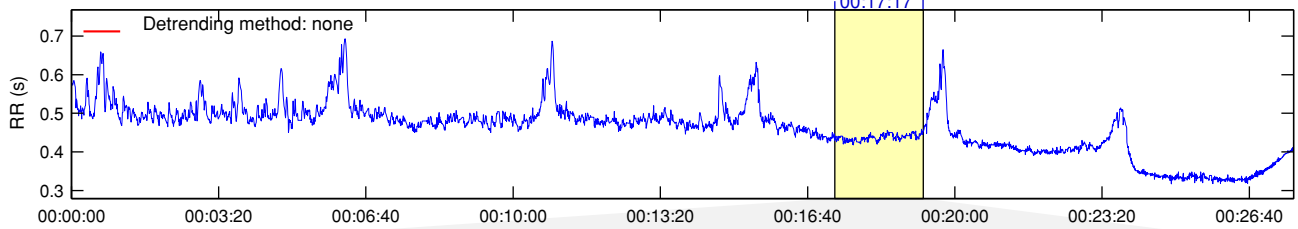
Detrended fluctuations (DFA)



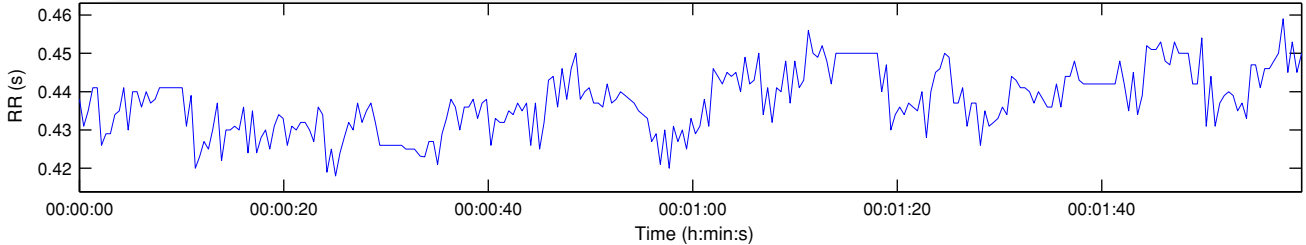
*Results are calculated from the non-detrended selected RR series.

RR Interval Time Series

Results for single samples: sample 4/6



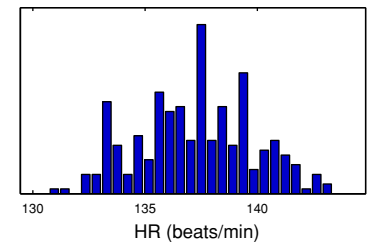
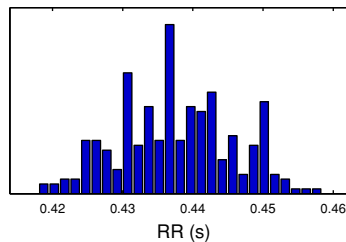
Selected RR Series



Time-Domain Results

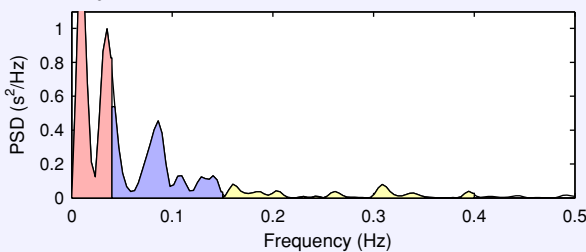
| Variable | Units | Value |
|---------------------|---------|--------|
| Mean RR* | (ms) | 437.4 |
| STD RR (SDNN) | (ms) | 8.2 |
| Mean HR* | (1/min) | 137.23 |
| STD HR | (1/min) | 2.56 |
| RMSSD | (ms) | 6.3 |
| NN50 | (count) | 0 |
| pNN50 | (%) | 0.0 |
| RR triangular index | | 2.537 |
| TINN | (ms) | 35.0 |

Distributions*



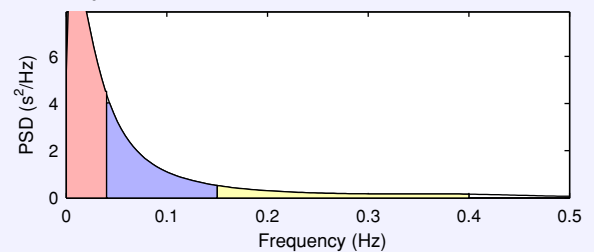
Frequency-Domain Results

FFT spectrum³ (Welch's periodogram: 256 s window with 50% overlap)



| Frequency Band | Peak (Hz) | Power (ms ²) | Power (%) | Power (n.u.) |
|-------------------|-----------|--------------------------|-----------|--------------|
| VLF (0–0.04 Hz) | 0.0078 | 28 | 54.2 | |
| LF (0.04–0.15 Hz) | 0.0430 | 19 | 36.4 | 79.5 |
| HF (0.15–0.4 Hz) | 0.1602 | 5 | 9.4 | 20.5 |
| Total | | 52 | | |
| LF/HF | | 3.878 | | |

AR Spectrum⁴ (AR model order = 16, not factorized)

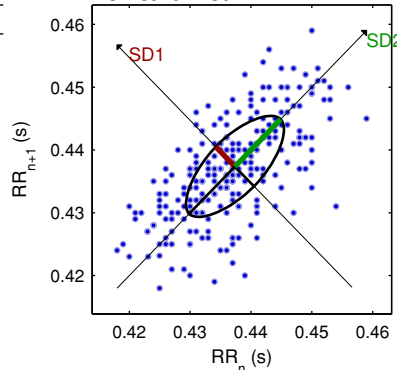


| Frequency Band | Peak (Hz) | Power (ms ²) | Power (%) | Power (n.u.) |
|-------------------|-----------|--------------------------|-----------|--------------|
| VLF (0–0.04 Hz) | 0.0039 | 30 | 56.8 | |
| LF (0.04–0.15 Hz) | 0.0430 | 17 | 32.4 | 74.9 |
| HF (0.15–0.4 Hz) | 0.1523 | 6 | 10.8 | 25.1 |
| Total | | 53 | | |
| LF/HF | | 2.992 | | |

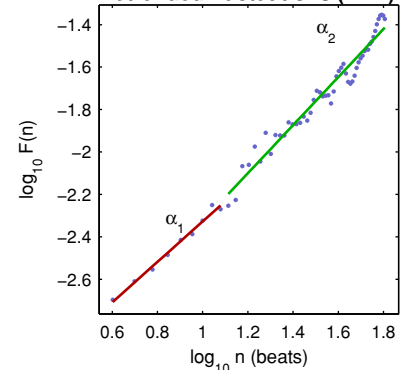
Nonlinear Results*

| Variable | Units | Value |
|--|---------|-------|
| Poincare plot | | |
| SD1 | (ms) | 4.5 |
| SD2 | (ms) | 10.6 |
| Recurrence plot | | |
| Mean line length (Lmean) | (beats) | 10.47 |
| Max line length (Lmax) | (beats) | 86 |
| Recurrence rate (REC) | (%) | 32.34 |
| Determinism (DET) | (%) | 97.92 |
| Shannon Entropy (ShanEn) | | 3.140 |
| Other | | |
| Approximate entropy (ApEn) | | 0.946 |
| Sample entropy (SampEn) | | 1.287 |
| Detrended fluctuations (DFA): α_1 | | 0.953 |
| Detrended fluctuations (DFA): α_2 | | 1.132 |
| Correlation dimension (D2) | | 0.000 |

Poincare Plot



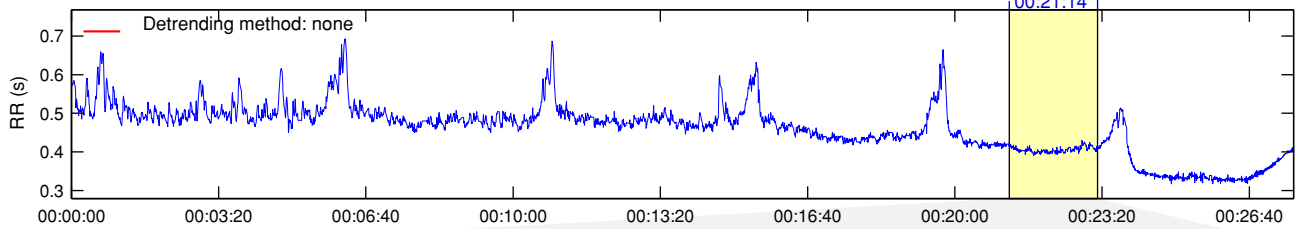
Detrended fluctuations (DFA)



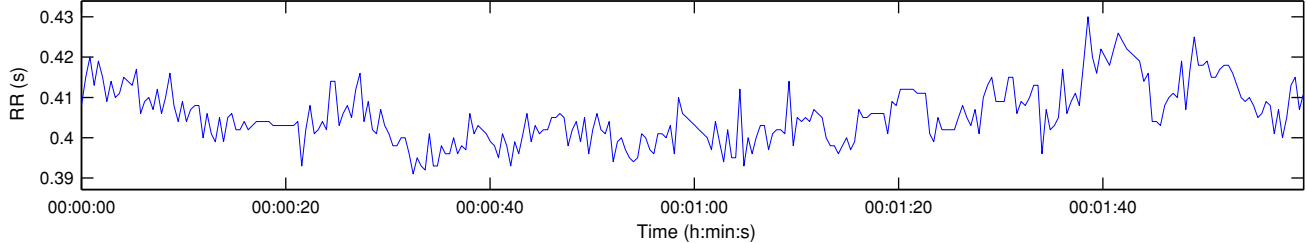
*Results are calculated from the non-detrended selected RR series.

RR Interval Time Series

Results for single samples: sample 5/6



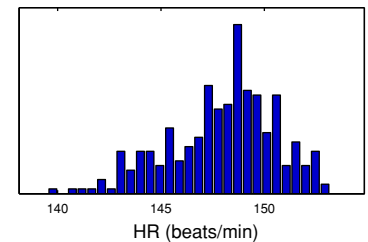
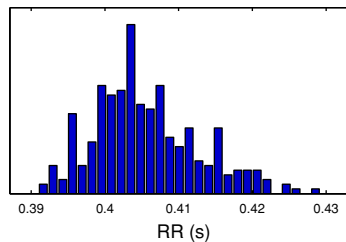
Selected RR Series



Time-Domain Results

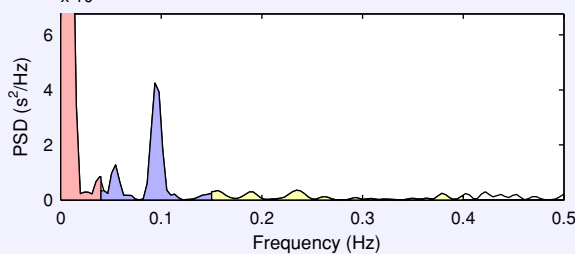
| Variable | Units | Value |
|---------------------|---------|--------|
| Mean RR* | (ms) | 405.6 |
| STD RR (SDNN) | (ms) | 7.2 |
| Mean HR* | (1/min) | 147.98 |
| STD HR | (1/min) | 2.59 |
| RMSSD | (ms) | 5.1 |
| NN50 | (count) | 0 |
| pNN50 | (%) | 0.0 |
| RR triangular index | | 2.129 |
| TINN | (ms) | 35.0 |

Distributions*



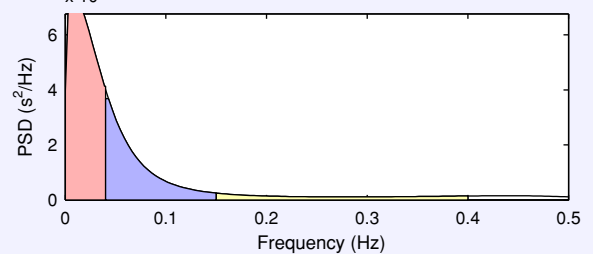
Frequency-Domain Results

FFT spectrum[†] (Welch's periodogram: 256 s window with 50% overlap)



| Frequency Band | Peak (Hz) | Power (ms ²) | Power (%) | Power (n.u.) |
|-------------------|-----------|--------------------------|-----------|--------------|
| VLF (0–0.04 Hz) | 0.0078 | 21 | 68.1 | |
| LF (0.04–0.15 Hz) | 0.0938 | 7 | 24.0 | 75.2 |
| HF (0.15–0.4 Hz) | 0.2344 | 2 | 7.9 | 24.8 |
| Total | | 31 | | |
| LF/HF | | 3.035 | | |

AR Spectrum[†] (AR model order = 16, not factorized)

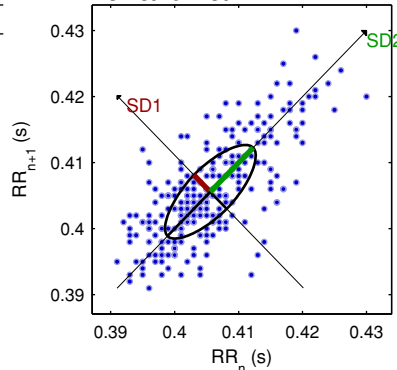


| Frequency Band | Peak (Hz) | Power (ms ²) | Power (%) | Power (n.u.) |
|-------------------|-----------|--------------------------|-----------|--------------|
| VLF (0–0.04 Hz) | 0.0039 | 25 | 60.3 | |
| LF (0.04–0.15 Hz) | 0.0430 | 13 | 31.8 | 79.9 |
| HF (0.15–0.4 Hz) | 0.1523 | 3 | 8.0 | 20.1 |
| Total | | 41 | | |
| LF/HF | | 3.987 | | |

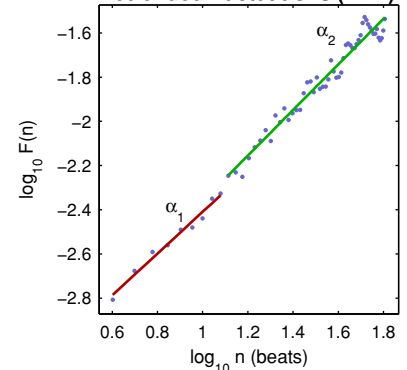
Nonlinear Results*

| Variable | Units | Value |
|--|---------|-------|
| Poincare plot | | |
| SD1 | (ms) | 3.6 |
| SD2 | (ms) | 9.5 |
| Recurrence plot | | |
| Mean line length (Lmean) | (beats) | 13.50 |
| Max line length (Lmax) | (beats) | 154 |
| Recurrence rate (REC) | (%) | 40.40 |
| Determinism (DET) | (%) | 98.76 |
| Shannon Entropy (ShanEn) | | 3.409 |
| Other | | |
| Approximate entropy (ApEn) | | 1.066 |
| Sample entropy (SampEn) | | 1.290 |
| Detrended fluctuations (DFA): α_1 | | 0.945 |
| Detrended fluctuations (DFA): α_2 | | 1.031 |
| Correlation dimension (D2) | | 0.000 |

Poincare Plot



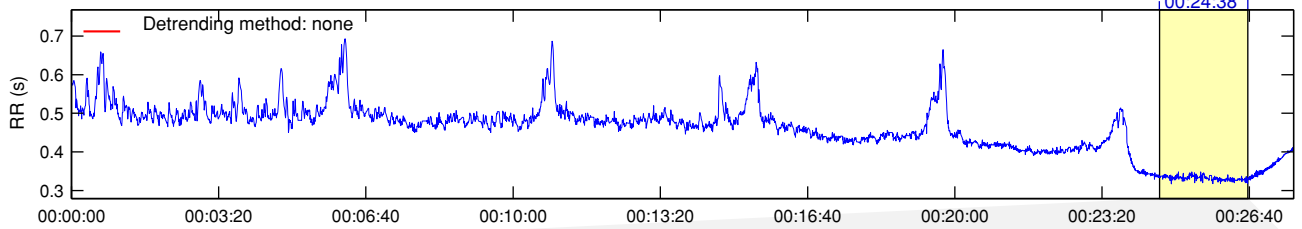
Detrended fluctuations (DFA)



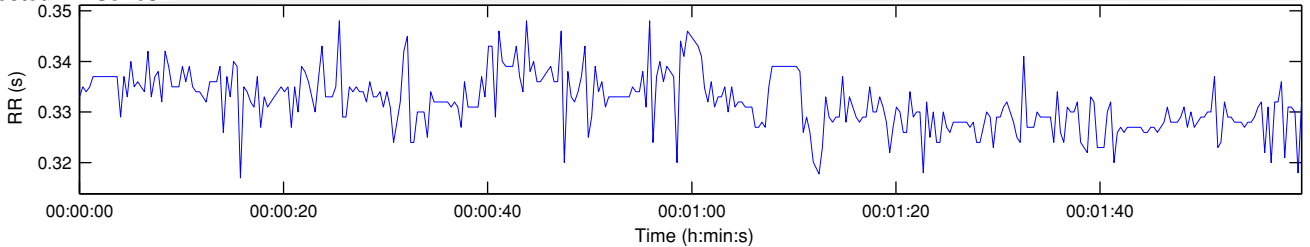
*Results are calculated from the non-detrended selected RR series.

RR Interval Time Series

Results for single samples: sample 6/6



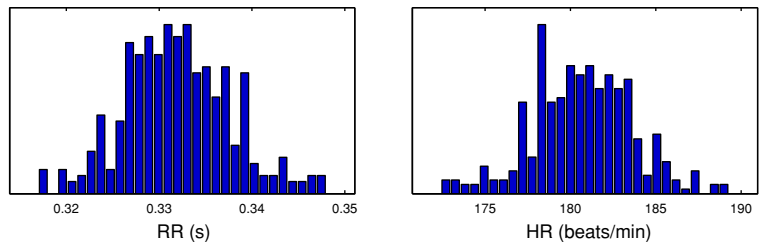
Selected RR Series



Time-Domain Results

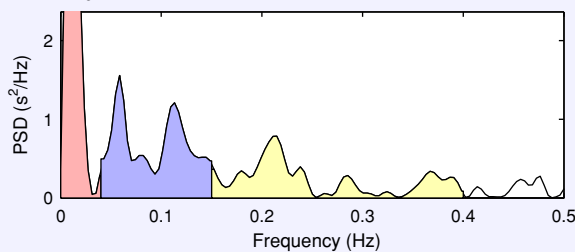
| Variable | Units | Value |
|---------------------|---------|--------|
| Mean RR* | (ms) | 332.0 |
| STD RR (SDNN) | (ms) | 5.6 |
| Mean HR* | (1/min) | 180.78 |
| STD HR | (1/min) | 3.04 |
| RMSSD | (ms) | 6.1 |
| NN50 | (count) | 0 |
| pNN50 | (%) | 0.0 |
| RR triangular index | | 2.162 |
| TINN | (ms) | 25.0 |

Distributions*



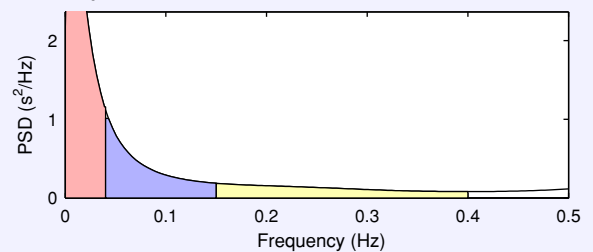
Frequency-Domain Results

FFT spectrum (Welch's periodogram: 256 s window with 50% overlap)



| Frequency Band | Peak (Hz) | Power (ms ²) | Power (%) | Power (n.u.) |
|-------------------|-----------|--------------------------|-----------|--------------|
| VLF (0–0.04 Hz) | 0.0117 | 10 | 42.4 | |
| LF (0.04–0.15 Hz) | 0.0586 | 8 | 33.2 | 57.7 |
| HF (0.15–0.4 Hz) | 0.2148 | 6 | 24.3 | 42.3 |
| Total | | 24 | | |
| LF/HF | | 1.366 | | |

AR Spectrum (AR model order = 16, not factorized)

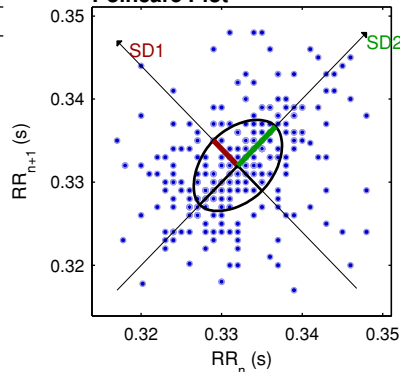


| Frequency Band | Peak (Hz) | Power (ms ²) | Power (%) | Power (n.u.) |
|-------------------|-----------|--------------------------|-----------|--------------|
| VLF (0–0.04 Hz) | 0.0039 | 10 | 57.6 | |
| LF (0.04–0.15 Hz) | 0.0430 | 4 | 25.3 | 59.5 |
| HF (0.15–0.4 Hz) | 0.1523 | 3 | 17.2 | 40.5 |
| Total | | 18 | | |
| LF/HF | | 1.471 | | |

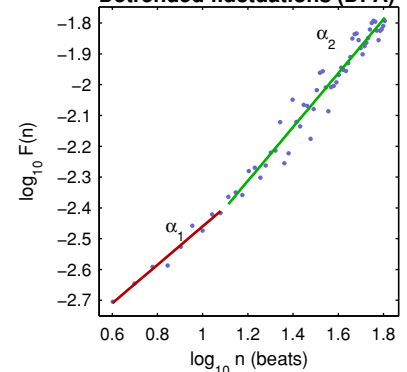
Nonlinear Results*

| Variable | Units | Value |
|--|---------|-------|
| Poincare plot | | |
| SD1 | (ms) | 4.3 |
| SD2 | (ms) | 6.7 |
| Recurrence plot | | |
| Mean line length (Lmean) | (beats) | 9.62 |
| Max line length (Lmax) | (beats) | 125 |
| Recurrence rate (REC) | (%) | 26.71 |
| Determinism (DET) | (%) | 97.81 |
| Shannon Entropy (ShanEn) | | 3.031 |
| Other | | |
| Approximate entropy (ApEn) | | 1.046 |
| Sample entropy (SampEn) | | 1.014 |
| Detrended fluctuations (DFA): α_1 | | 0.625 |
| Detrended fluctuations (DFA): α_2 | | 0.874 |
| Correlation dimension (D2) | | 0.000 |

Poincare Plot



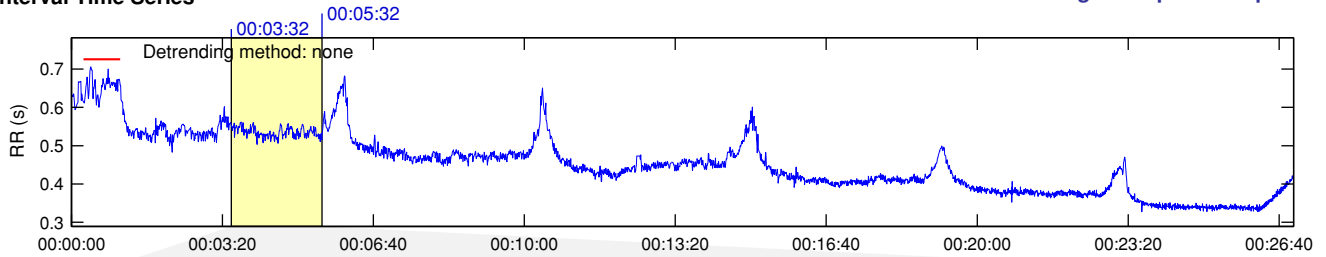
Detrended fluctuations (DFA)



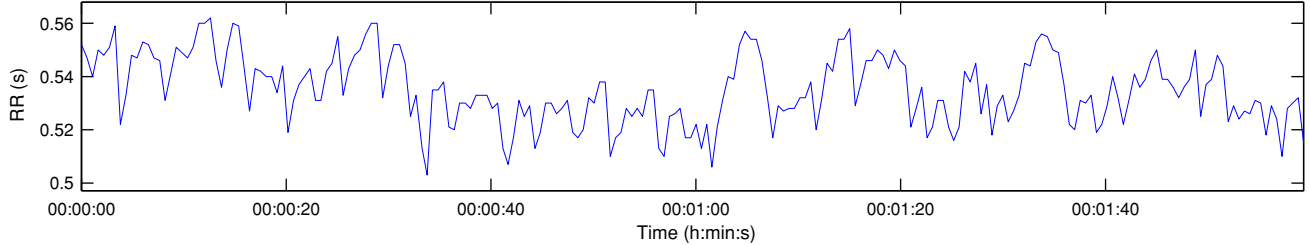
*Results are calculated from the non-detrended selected RR series.

RR Interval Time Series

Results for single samples: sample 1/6



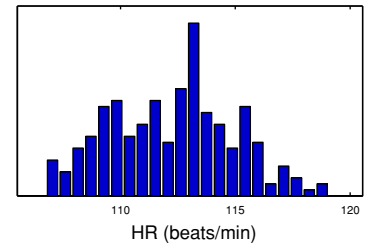
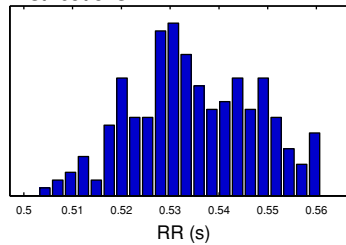
Selected RR Series



Time-Domain Results

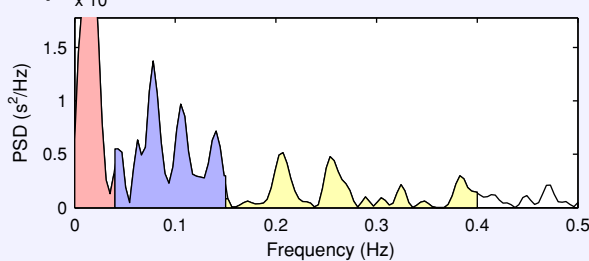
| Variable | Units | Value |
|---------------------|---------|--------|
| Mean RR* | (ms) | 534.9 |
| STD RR (SDNN) | (ms) | 12.7 |
| Mean HR* | (1/min) | 112.24 |
| STD HR | (1/min) | 2.67 |
| RMSSD | (ms) | 10.3 |
| NN50 | (count) | 0 |
| pNN50 | (%) | 0.0 |
| RR triangular index | | 4.073 |
| TINN | (ms) | 50.0 |

Distributions*



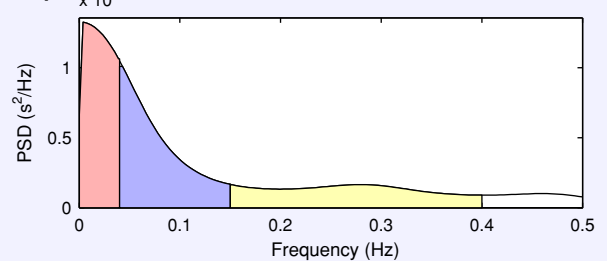
Frequency-Domain Results

FFT spectrum² (Welch's periodogram: 256 s window with 50% overlap)



| Frequency Band | Peak (Hz) | Power (ms ²) | Power (%) | Power (n.u.) |
|-------------------|-----------|--------------------------|-----------|--------------|
| VLF (0-0.04 Hz) | 0.0156 | 56 | 37.5 | |
| LF (0.04-0.15 Hz) | 0.0781 | 60 | 40.5 | 64.9 |
| HF (0.15-0.4 Hz) | 0.2070 | 32 | 21.9 | 35.1 |
| Total | | 148 | | |
| LF/HF | | 1.848 | | |

AR Spectrum³ (AR model order = 16, not factorized)

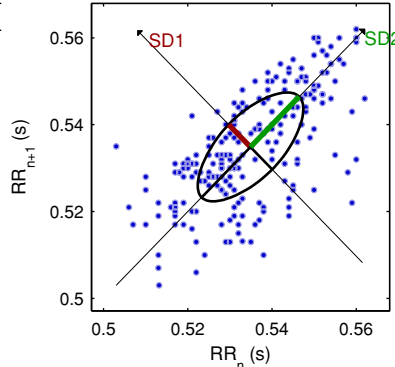


| Frequency Band | Peak (Hz) | Power (ms ²) | Power (%) | Power (n.u.) |
|-------------------|-----------|--------------------------|-----------|--------------|
| VLF (0-0.04 Hz) | 0.0039 | 48 | 36.3 | |
| LF (0.04-0.15 Hz) | 0.0430 | 51 | 38.4 | 60.3 |
| HF (0.15-0.4 Hz) | 0.2813 | 33 | 25.3 | 39.7 |
| Total | | 132 | | |
| LF/HF | | 1.520 | | |

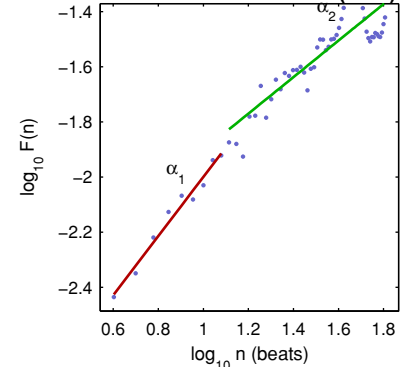
Nonlinear Results*

| Variable | Units | Value |
|--|---------|-------|
| Poincare plot | | |
| SD1 | (ms) | 7.3 |
| SD2 | (ms) | 16.4 |
| Recurrence plot | | |
| Mean line length (Lmean) | (beats) | 6.87 |
| Max line length (Lmax) | (beats) | 80 |
| Recurrence rate (REC) | (%) | 22.90 |
| Determinism (DET) | (%) | 96.58 |
| Shannon Entropy (ShanEn) | | 2.625 |
| Other | | |
| Approximate entropy (ApEn) | | 1.023 |
| Sample entropy (SampEn) | | 1.724 |
| Detrended fluctuations (DFA): α_1 | | 1.072 |
| Detrended fluctuations (DFA): α_2 | | 0.662 |
| Correlation dimension (D2) | | 0.000 |

Poincare Plot



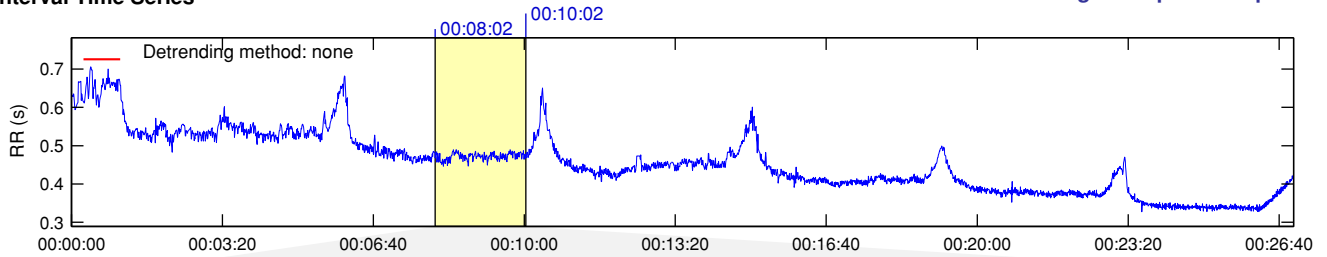
Detrended fluctuations (DFA)



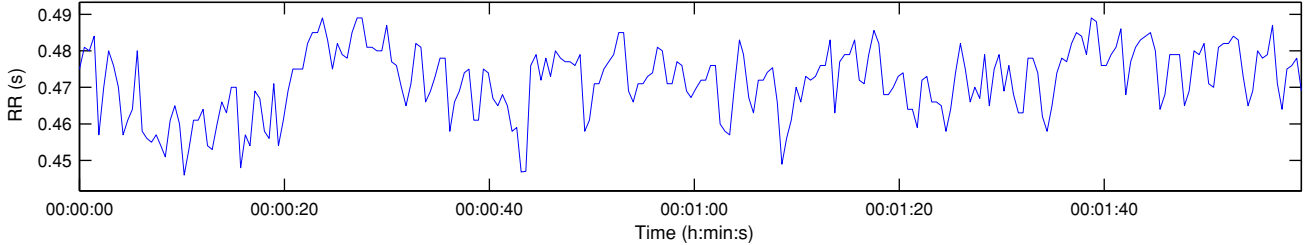
*Results are calculated from the non-detrended selected RR series.

RR Interval Time Series

Results for single samples: sample 2/6



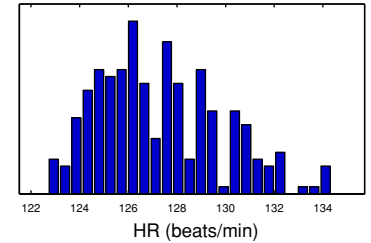
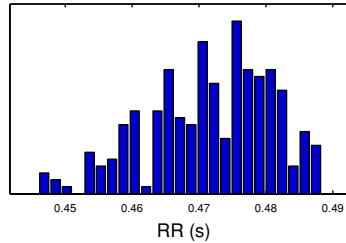
Selected RR Series



Time-Domain Results

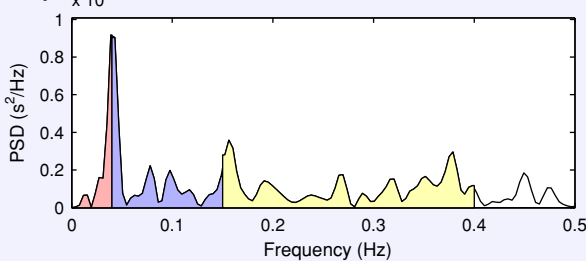
| Variable | Units | Value |
|---------------------|---------|--------|
| Mean RR* | (ms) | 471.7 |
| STD RR (SDNN) | (ms) | 9.3 |
| Mean HR* | (1/min) | 127.26 |
| STD HR | (1/min) | 2.53 |
| RMSSD | (ms) | 7.9 |
| NN50 | (count) | 0 |
| pNN50 | (%) | 0.0 |
| RR triangular index | | 3.256 |
| TINN | (ms) | 40.0 |

Distributions*



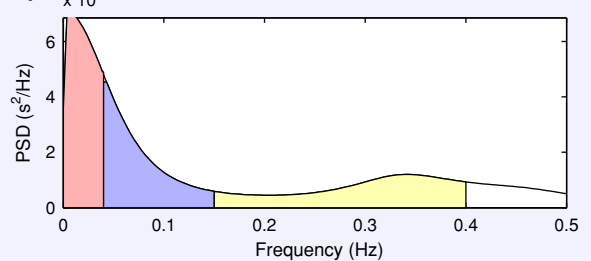
Frequency-Domain Results

FFT spectrum* (Welch's periodogram: 256 s window with 50% overlap)



| Frequency Band | Peak (Hz) | Power (ms ²) | Power (%) | Power (n.u.) |
|-------------------|-----------|--------------------------|-----------|--------------|
| VLF (0-0.04 Hz) | 0.0391 | 7 | 13.5 | |
| LF (0.04-0.15 Hz) | 0.0430 | 15 | 31.5 | 36.4 |
| HF (0.15-0.4 Hz) | 0.1563 | 27 | 55.0 | 63.6 |
| Total | | 48 | | |
| LF/HF | | 0.573 | | |

AR Spectrum* (AR model order = 16, not factorized)

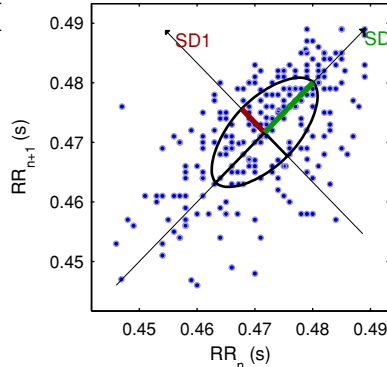


| Frequency Band | Peak (Hz) | Power (ms ²) | Power (%) | Power (n.u.) |
|-------------------|-----------|--------------------------|-----------|--------------|
| VLF (0-0.04 Hz) | 0.0039 | 25 | 38.3 | |
| LF (0.04-0.15 Hz) | 0.0430 | 20 | 31.7 | 51.4 |
| HF (0.15-0.4 Hz) | 0.3398 | 19 | 30.0 | 48.6 |
| Total | | 64 | | |
| LF/HF | | 1.059 | | |

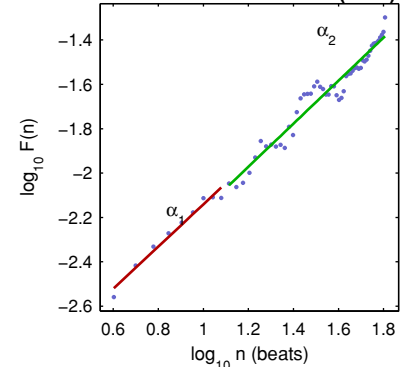
Nonlinear Results*

| Variable | Units | Value |
|--|---------|-------|
| Poincare plot | | |
| SD1 | (ms) | 5.6 |
| SD2 | (ms) | 11.9 |
| Recurrence plot | | |
| Mean line length (Lmean) | (beats) | 6.84 |
| Max line length (Lmax) | (beats) | 56 |
| Recurrence rate (REC) | (%) | 21.52 |
| Determinism (DET) | (%) | 96.44 |
| Shannon Entropy (ShanEn) | | 2.635 |
| Other | | |
| Approximate entropy (ApEn) | | 0.922 |
| Sample entropy (SampEn) | | 1.848 |
| Detrended fluctuations (DFA): α_1 | | 0.951 |
| Detrended fluctuations (DFA): α_2 | | 0.970 |
| Correlation dimension (D2) | | 0.000 |

Poincare Plot



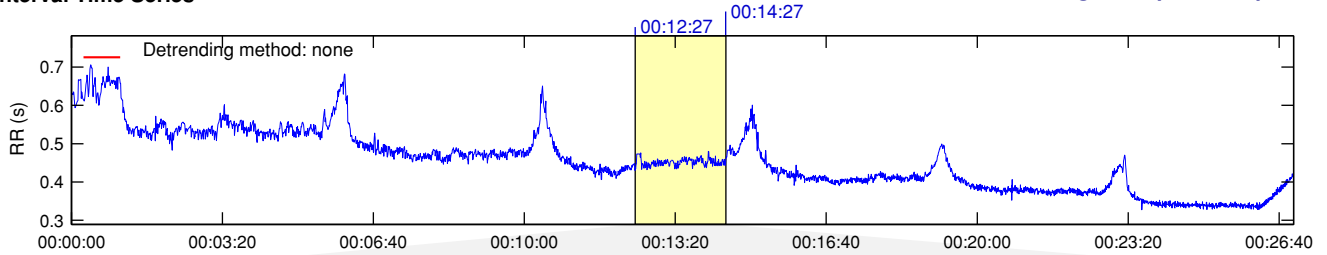
Detrended fluctuations (DFA)



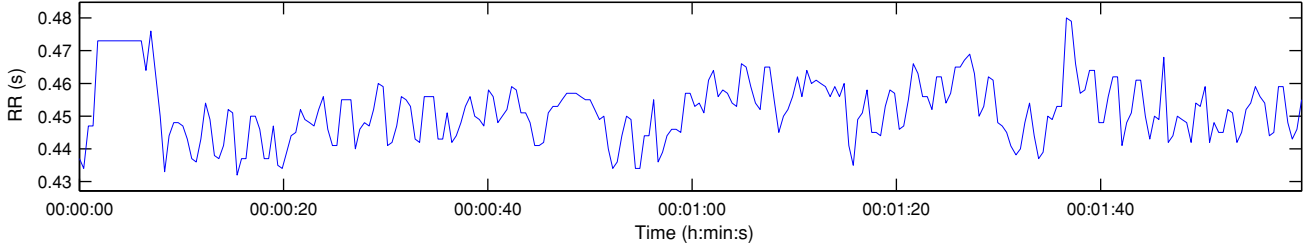
*Results are calculated from the non-detrended selected RR series.

RR Interval Time Series

Results for single samples: sample 3/6



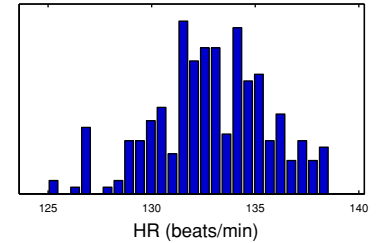
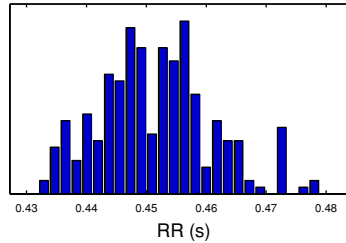
Selected RR Series



Time-Domain Results

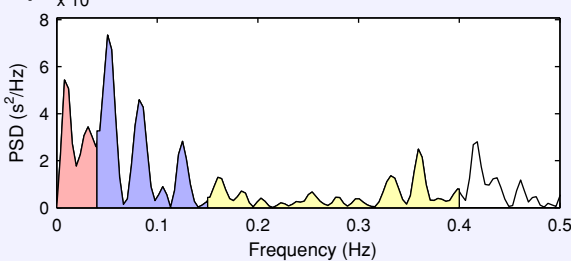
| Variable | Units | Value |
|---------------------|---------|--------|
| Mean RR* | (ms) | 451.6 |
| STD RR (SDNN) | (ms) | 9.5 |
| Mean HR* | (1/min) | 132.91 |
| STD HR | (1/min) | 2.76 |
| RMSSD | (ms) | 7.5 |
| NN50 | (count) | 0 |
| pNN50 | (%) | 0.0 |
| RR triangular index | | 3.455 |
| TINN | (ms) | 45.0 |

Distributions*



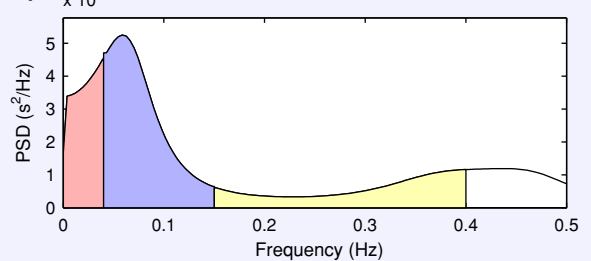
Frequency-Domain Results

FFT spectrum (Welch's periodogram: 256 s window with 50% overlap)



| Frequency Band | Peak (Hz) | Power (ms ²) | Power (%) | Power (n.u.) |
|-------------------|-----------|--------------------------|-----------|--------------|
| VLF (0-0.04 Hz) | 0.0078 | 12 | 25.6 | |
| LF (0.04-0.15 Hz) | 0.0508 | 23 | 48.4 | 65.1 |
| HF (0.15-0.4 Hz) | 0.3594 | 12 | 25.9 | 34.9 |
| Total | | 47 | | |
| LF/HF | | 1.867 | | |

AR Spectrum (AR model order = 16, not factorized)

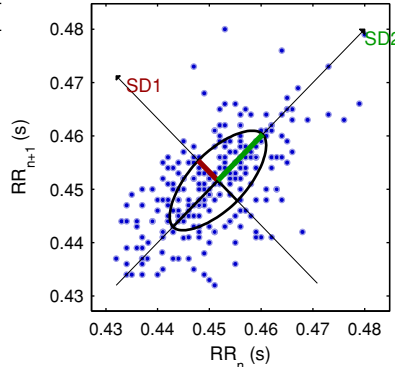


| Frequency Band | Peak (Hz) | Power (ms ²) | Power (%) | Power (n.u.) |
|-------------------|-----------|--------------------------|-----------|--------------|
| VLF (0-0.04 Hz) | 0.0391 | 15 | 24.2 | |
| LF (0.04-0.15 Hz) | 0.0586 | 32 | 51.8 | 68.3 |
| HF (0.15-0.4 Hz) | 0.3984 | 15 | 24.1 | 31.7 |
| Total | | 61 | | |
| LF/HF | | 2.151 | | |

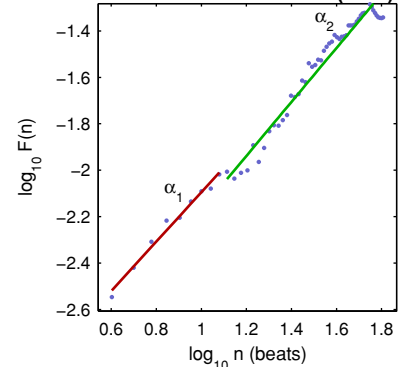
Nonlinear Results*

| Variable | Units | Value |
|--|---------|-------|
| Poincare plot | | |
| SD1 | (ms) | 5.3 |
| SD2 | (ms) | 12.3 |
| Recurrence plot | | |
| Mean line length (Lmean) | (beats) | 9.08 |
| Max line length (Lmax) | (beats) | 82 |
| Recurrence rate (REC) | (%) | 27.86 |
| Determinism (DET) | (%) | 96.96 |
| Shannon Entropy (ShanEn) | | 2.977 |
| Other | | |
| Approximate entropy (ApEn) | | 0.918 |
| Sample entropy (SampEn) | | 1.695 |
| Detrended fluctuations (DFA): α_1 | | 1.062 |
| Detrended fluctuations (DFA): α_2 | | 1.162 |
| Correlation dimension (D2) | | 0.000 |

Poincare Plot



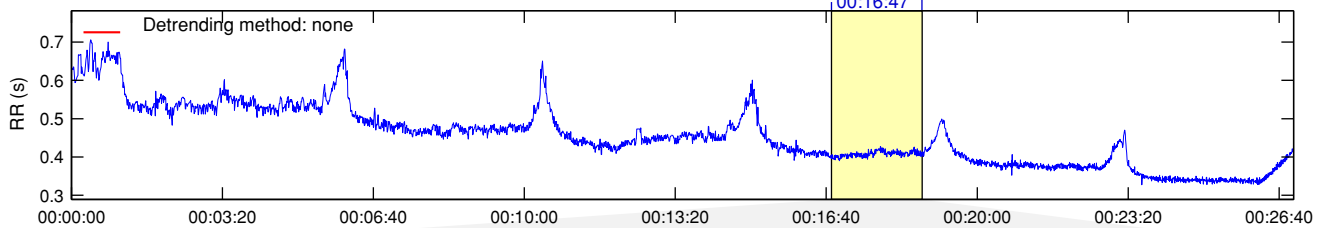
Detrended fluctuations (DFA)



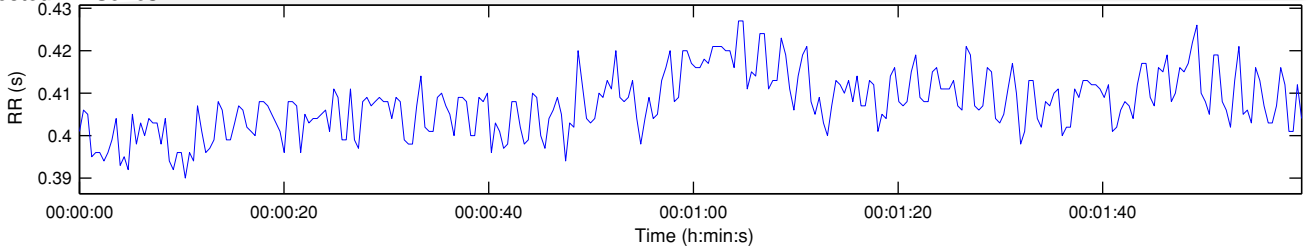
*Results are calculated from the non-detrended selected RR series.

RR Interval Time Series

Results for single samples: sample 4/6



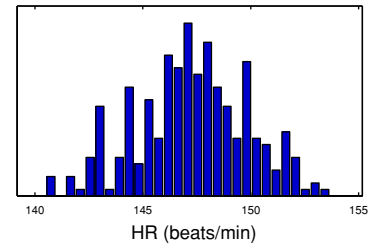
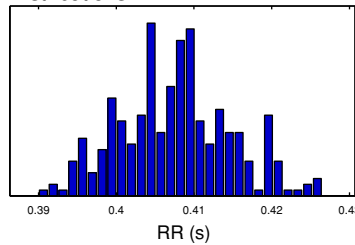
Selected RR Series



Time-Domain Results

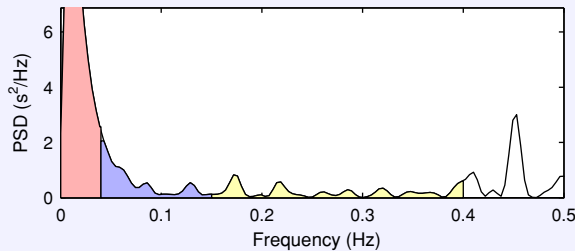
| Variable | Units | Value |
|---------------------|---------|--------|
| Mean RR* | (ms) | 407.6 |
| STD RR (SDNN) | (ms) | 7.2 |
| Mean HR* | (1/min) | 147.27 |
| STD HR | (1/min) | 2.59 |
| RMSSD | (ms) | 6.1 |
| NN50 | (count) | 0 |
| pNN50 | (%) | 0.0 |
| RR triangular index | | 2.430 |
| TINN | (ms) | 35.0 |

Distributions*



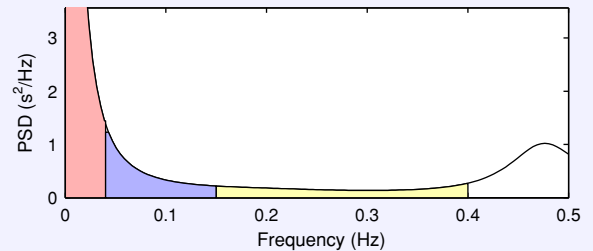
Frequency-Domain Results

FFT spectrum (Welch's periodogram: 256 s window with 50% overlap)



| Frequency Band | Peak (Hz) | Power (ms ²) | Power (%) | Power (n.u.) |
|-------------------|-----------|--------------------------|-----------|--------------|
| VLF (0-0.04 Hz) | 0.0117 | 28 | 71.7 | |
| LF (0.04-0.15 Hz) | 0.0430 | 6 | 15.6 | 55.1 |
| HF (0.15-0.4 Hz) | 0.1719 | 5 | 12.7 | 44.9 |
| Total | | 39 | | |
| LF/HF | | 1.229 | | |

AR Spectrum* (AR model order = 16, not factorized)

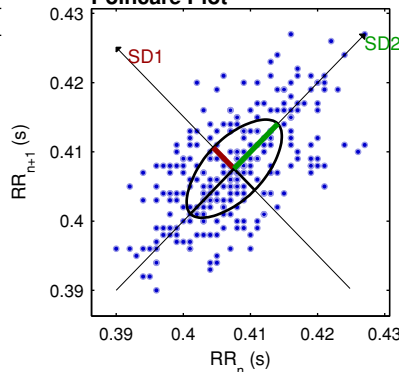


| Frequency Band | Peak (Hz) | Power (ms ²) | Power (%) | Power (n.u.) |
|-------------------|-----------|--------------------------|-----------|--------------|
| VLF (0-0.04 Hz) | 0.0039 | 20 | 68.5 | |
| LF (0.04-0.15 Hz) | 0.0430 | 5 | 17.4 | 55.3 |
| HF (0.15-0.4 Hz) | 0.3984 | 4 | 14.1 | 44.7 |
| Total | | 30 | | |
| LF/HF | | 1.235 | | |

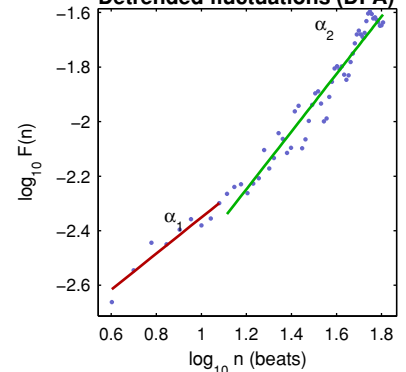
Nonlinear Results*

| Variable | Units | Value |
|--|---------|-------|
| Poincare plot | | |
| SD1 | (ms) | 4.4 |
| SD2 | (ms) | 9.2 |
| Recurrence plot | | |
| Mean line length (Lmean) | (beats) | 8.11 |
| Max line length (Lmax) | (beats) | 61 |
| Recurrence rate (REC) | (%) | 25.36 |
| Determinism (DET) | (%) | 96.48 |
| Shannon Entropy (ShanEn) | | 2.811 |
| Other | | |
| Approximate entropy (ApEn) | | 1.142 |
| Sample entropy (SampEn) | | 1.778 |
| Detrended fluctuations (DFA): α_1 | | 0.661 |
| Detrended fluctuations (DFA): α_2 | | 1.056 |
| Correlation dimension (D2) | | 0.000 |

Poincare Plot



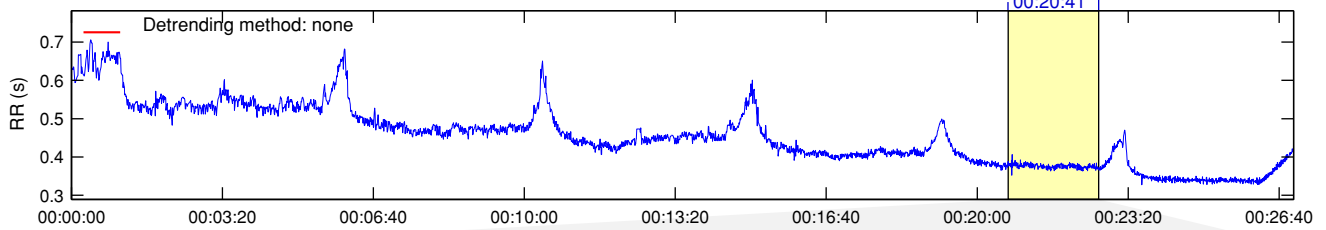
Detrended fluctuations (DFA)



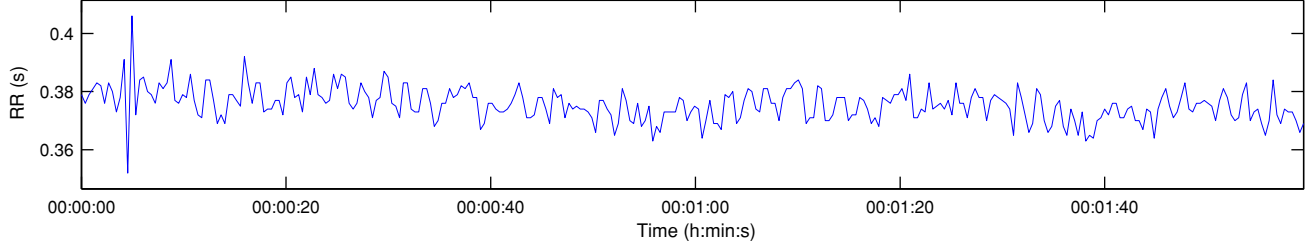
*Results are calculated from the non-detrended selected RR series.

RR Interval Time Series

Results for single samples: sample 5/6



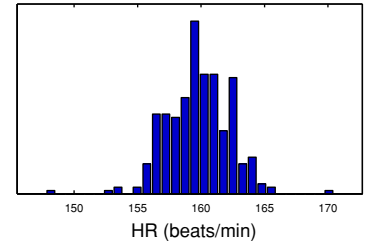
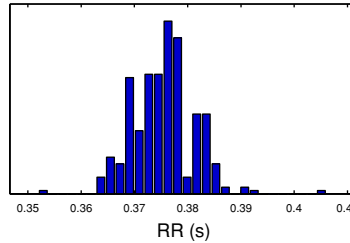
Selected RR Series



Time-Domain Results

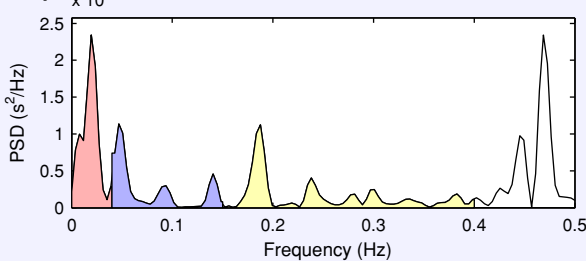
| Variable | Units | Value |
|---------------------|---------|--------|
| Mean RR* | (ms) | 375.5 |
| STD RR (SDNN) | (ms) | 5.8 |
| Mean HR* | (1/min) | 159.81 |
| STD HR | (1/min) | 2.44 |
| RMSSD | (ms) | 7.1 |
| NN50 | (count) | 1 |
| pNN50 | (%) | 0.3 |
| RR triangular index | | 2.417 |
| TINN | (ms) | 35.0 |

Distributions*



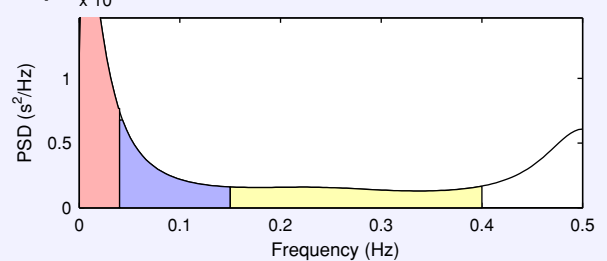
Frequency-Domain Results

FFT spectrum (Welch's periodogram: 256 s window with 50% overlap)



| Frequency Band | Peak (Hz) | Power (ms ²) | Power (%) | Power (n.u.) |
|-------------------|-----------|--------------------------|-----------|--------------|
| VLF (0-0.04 Hz) | 0.0195 | 4 | 38.5 | |
| LF (0.04-0.15 Hz) | 0.0469 | 3 | 25.1 | 40.8 |
| HF (0.15-0.4 Hz) | 0.1875 | 4 | 36.4 | 59.2 |
| Total | | 10 | | |
| LF/HF | | 0.690 | | |

AR Spectrum (AR model order = 16, not factorized)

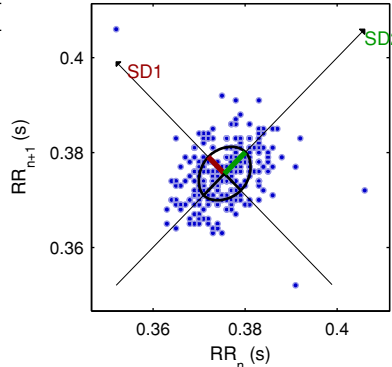


| Frequency Band | Peak (Hz) | Power (ms ²) | Power (%) | Power (n.u.) |
|-------------------|-----------|--------------------------|-----------|--------------|
| VLF (0-0.04 Hz) | 0.0039 | 6 | 46.5 | |
| LF (0.04-0.15 Hz) | 0.0430 | 3 | 25.1 | 47.0 |
| HF (0.15-0.4 Hz) | 0.3984 | 4 | 28.3 | 53.0 |
| Total | | 13 | | |
| LF/HF | | 0.886 | | |

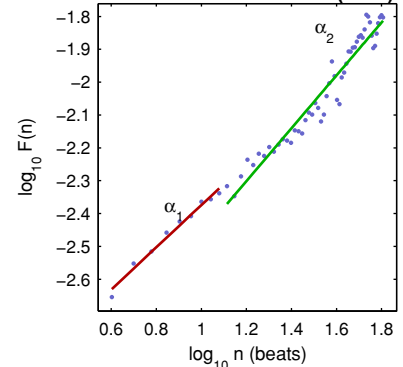
Nonlinear Results*

| Variable | Units | Value |
|--|---------|-------|
| Poincare plot | | |
| SD1 | (ms) | 5.0 |
| SD2 | (ms) | 6.4 |
| Recurrence plot | | |
| Mean line length (Lmean) | (beats) | 6.74 |
| Max line length (Lmax) | (beats) | 58 |
| Recurrence rate (REC) | (%) | 20.66 |
| Determinism (DET) | (%) | 95.40 |
| Shannon Entropy (ShanEn) | | 2.584 |
| Other | | |
| Approximate entropy (ApEn) | | 1.260 |
| Sample entropy (SampEn) | | 1.717 |
| Detrended fluctuations (DFA): α_1 | | 0.643 |
| Detrended fluctuations (DFA): α_2 | | 0.805 |
| Correlation dimension (D2) | | 0.000 |

Poincare Plot



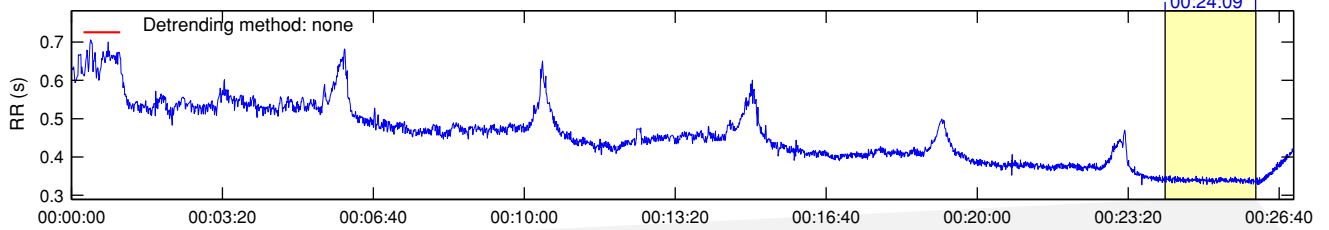
Detrended fluctuations (DFA)



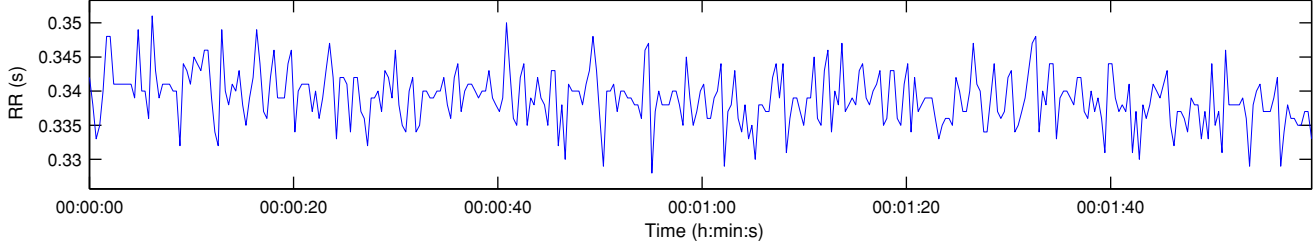
*Results are calculated from the non-detrended selected RR series.

RR Interval Time Series

Results for single samples: sample 6/6



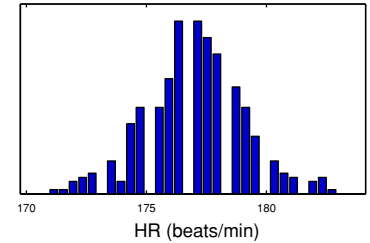
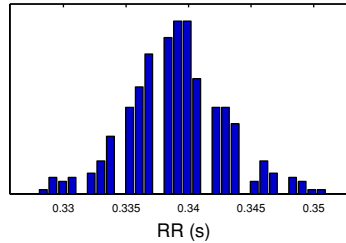
Selected RR Series



Time-Domain Results

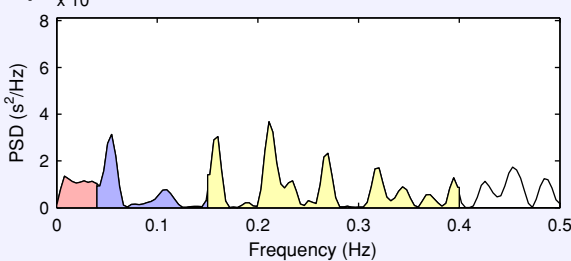
| Variable | Units | Value |
|---------------------|---------|--------|
| Mean RR* | (ms) | 339.0 |
| STD RR (SDNN) | (ms) | 3.9 |
| Mean HR* | (1/min) | 177.01 |
| STD HR | (1/min) | 2.05 |
| RMSSD | (ms) | 5.1 |
| NN50 | (count) | 0 |
| pNN50 | (%) | 0.0 |
| RR triangular index | | 1.405 |
| TINN | (ms) | 20.0 |

Distributions*



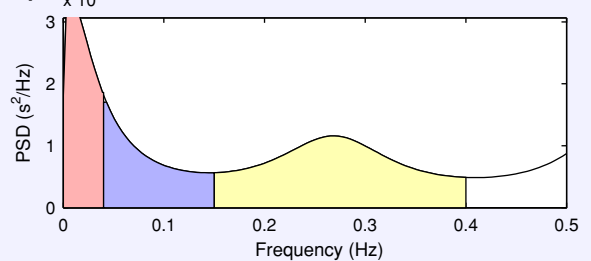
Frequency-Domain Results

FFT spectrum (Welch's periodogram: 256 s window with 50% overlap)



| Frequency Band | Peak (Hz) | Power (ms ²) | Power (%) | Power (n.u.) |
|-------------------|-----------|--------------------------|-----------|--------------|
| VLF (0-0.04 Hz) | 0.0078 | 0 | 13.9 | |
| LF (0.04-0.15 Hz) | 0.0547 | 1 | 22.1 | 25.7 |
| HF (0.15-0.4 Hz) | 0.2109 | 2 | 64.0 | 74.3 |
| Total | | 3 | | |
| LF/HF | | 0.345 | | |

AR Spectrum (AR model order = 16, not factorized)

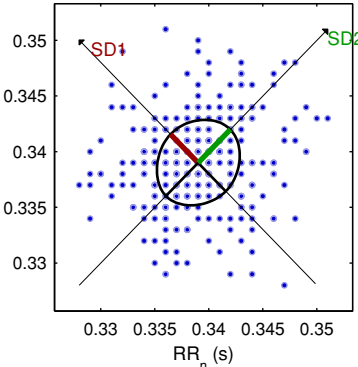


| Frequency Band | Peak (Hz) | Power (ms ²) | Power (%) | Power (n.u.) |
|-------------------|-----------|--------------------------|-----------|--------------|
| VLF (0-0.04 Hz) | 0.0039 | 1 | 27.3 | |
| LF (0.04-0.15 Hz) | 0.0430 | 1 | 23.5 | 32.4 |
| HF (0.15-0.4 Hz) | 0.2695 | 2 | 49.2 | 67.6 |
| Total | | 4 | | |
| LF/HF | | 0.479 | | |

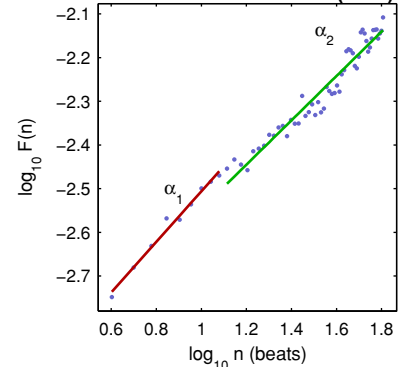
Nonlinear Results*

| Variable | Units | Value |
|--|---------|-------|
| Poincare plot | | |
| SD1 | (ms) | 3.6 |
| SD2 | (ms) | 4.2 |
| Recurrence plot | | |
| Mean line length (Lmean) | (beats) | 5.28 |
| Max line length (Lmax) | (beats) | 39 |
| Recurrence rate (REC) | (%) | 11.97 |
| Determinism (DET) | (%) | 91.63 |
| Shannon Entropy (ShanEn) | | 2.293 |
| Other | | |
| Approximate entropy (ApEn) | | 0.795 |
| Sample entropy (SampEn) | | 2.137 |
| Detrended fluctuations (DFA): α_1 | | 0.579 |
| Detrended fluctuations (DFA): α_2 | | 0.507 |
| Correlation dimension (D2) | | 0.000 |

Poincare Plot



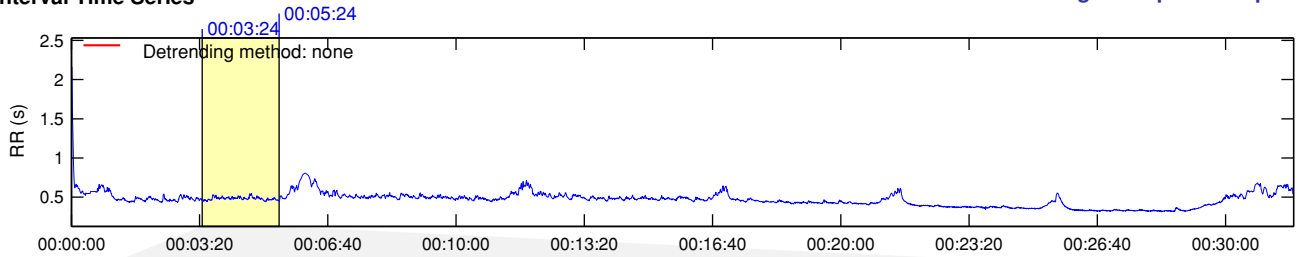
Detrended fluctuations (DFA)



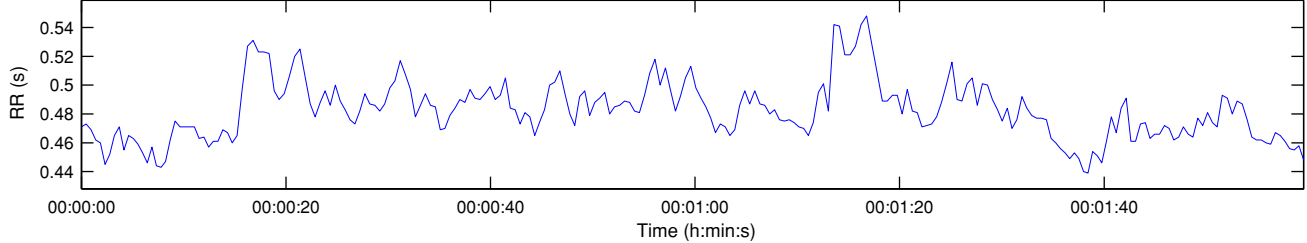
*Results are calculated from the non-detrended selected RR series.

RR Interval Time Series

Results for single samples: sample 1/6



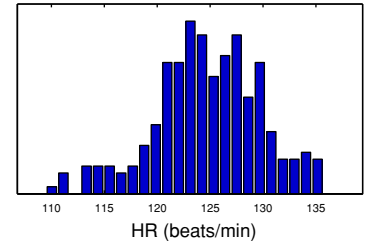
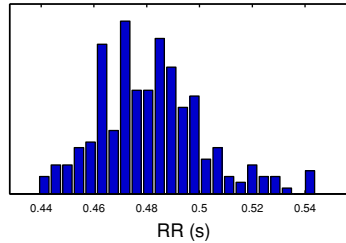
Selected RR Series



Time-Domain Results

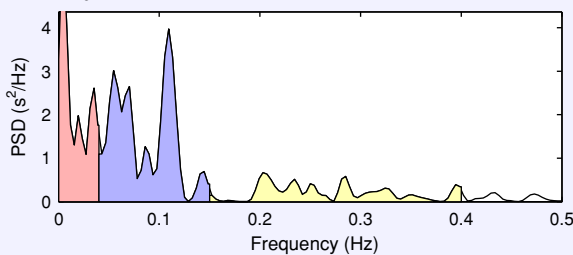
| Variable | Units | Value |
|---------------------|---------|--------|
| Mean RR* | (ms) | 481.7 |
| STD RR (SDNN) | (ms) | 20.0 |
| Mean HR* | (1/min) | 124.76 |
| STD HR | (1/min) | 5.08 |
| RMSSD | (ms) | 10.9 |
| NN50 | (count) | 1 |
| pNN50 | (%) | 0.4 |
| RR triangular index | | 5.659 |
| TINN | (ms) | 100.0 |

Distributions*



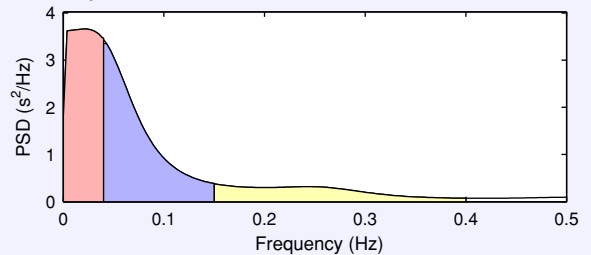
Frequency-Domain Results

FFT spectrum² (Welch's periodogram: 256 s window with 50% overlap)



| Frequency Band | Peak (Hz) | Power (ms ²) | Power (%) | Power (n.u.) |
|-------------------|-----------|--------------------------|-----------|--------------|
| VLF (0-0.04 Hz) | 0.0039 | 100 | 31.7 | |
| LF (0.04-0.15 Hz) | 0.1094 | 164 | 52.2 | 76.4 |
| HF (0.15-0.4 Hz) | 0.2031 | 51 | 16.1 | 23.6 |
| Total | | 314 | | |
| LF/HF | | 3.231 | | |

AR Spectrum³ (AR model order = 16, not factorized)

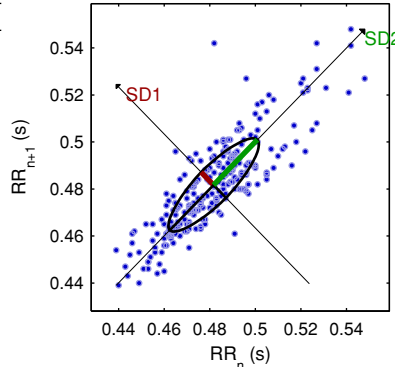


| Frequency Band | Peak (Hz) | Power (ms ²) | Power (%) | Power (n.u.) |
|-------------------|-----------|--------------------------|-----------|--------------|
| VLF (0-0.04 Hz) | 0.0195 | 141 | 40.1 | |
| LF (0.04-0.15 Hz) | 0.0430 | 154 | 43.9 | 73.4 |
| HF (0.15-0.4 Hz) | 0.1523 | 56 | 15.9 | 26.6 |
| Total | | 352 | | |
| LF/HF | | 2.753 | | |

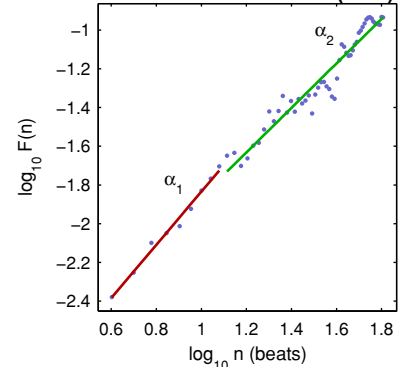
Nonlinear Results*

| Variable | Units | Value |
|--|---------|-------|
| Poincare plot | | |
| SD1 | (ms) | 7.7 |
| SD2 | (ms) | 27.2 |
| Recurrence plot | | |
| Mean line length (Lmean) | (beats) | 12.72 |
| Max line length (Lmax) | (beats) | 142 |
| Recurrence rate (REC) | (%) | 39.83 |
| Determinism (DET) | (%) | 99.09 |
| Shannon Entropy (ShanEn) | | 3.341 |
| Other | | |
| Approximate entropy (ApEn) | | 1.046 |
| Sample entropy (SampEn) | | 1.549 |
| Detrended fluctuations (DFA): α_1 | | 1.373 |
| Detrended fluctuations (DFA): α_2 | | 1.149 |
| Correlation dimension (D2) | | 0.192 |

Poincare Plot



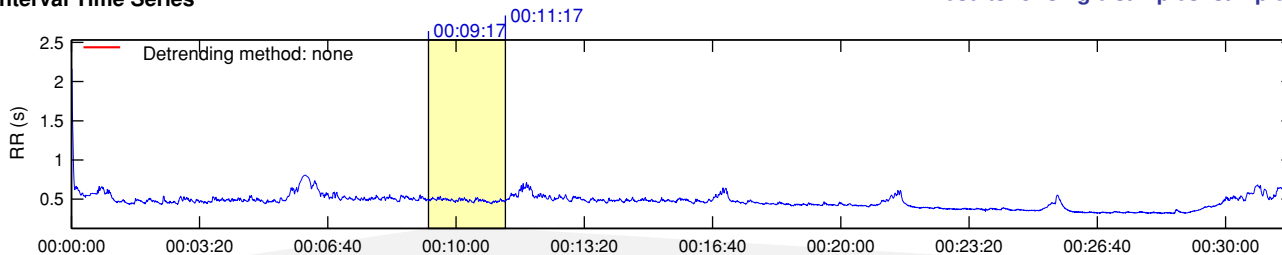
Detrended fluctuations (DFA)



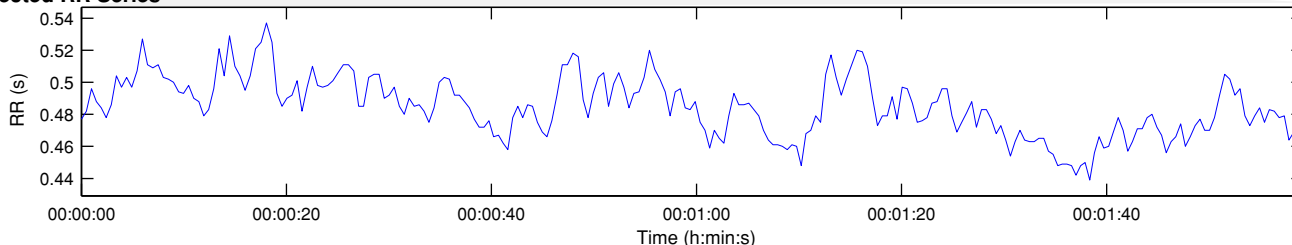
*Results are calculated from the non-detrended selected RR series.

RR Interval Time Series

Results for single samples: sample 2/6



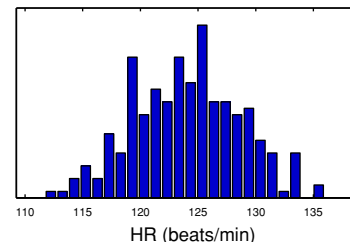
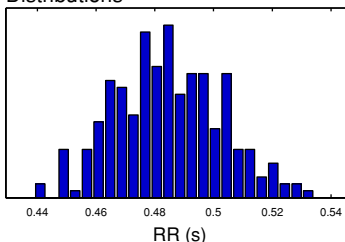
Selected RR Series



Time-Domain Results

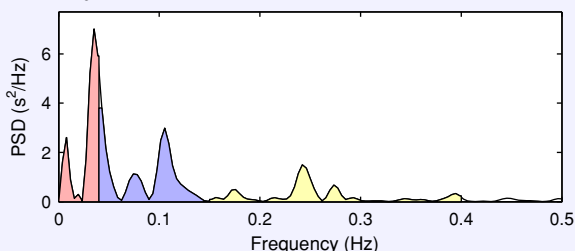
| Variable | Units | Value |
|---------------------|---------|--------|
| Mean RR* | (ms) | 484.3 |
| STD RR (SDNN) | (ms) | 18.3 |
| Mean HR* | (1/min) | 124.06 |
| STD HR | (1/min) | 4.68 |
| RMSSD | (ms) | 9.9 |
| NN50 | (count) | 0 |
| pNN50 | (%) | 0.0 |
| RR triangular index | | 5.489 |
| TINN | (ms) | 85.0 |

Distributions*



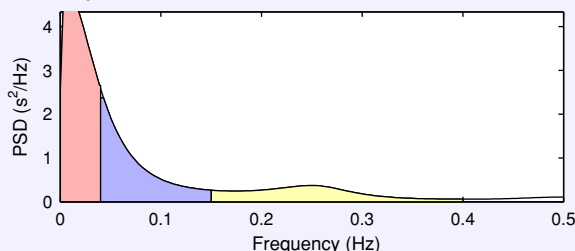
Frequency-Domain Results

FFT spectrum¹ (Welch's periodogram: 256 s window with 50% overlap)



| Frequency Band | Peak (Hz) | Power (ms ²) | Power (%) | Power (n.u.) |
|-------------------|-----------|--------------------------|-----------|--------------|
| VLF (0-0.04 Hz) | 0.0352 | 93 | 35.6 | |
| LF (0.04-0.15 Hz) | 0.0430 | 112 | 43.0 | 66.7 |
| HF (0.15-0.4 Hz) | 0.2422 | 56 | 21.5 | 33.3 |
| Total | | 262 | | |
| LF/HF | | 2.002 | | |

AR Spectrum² (AR model order = 16, not factorized)

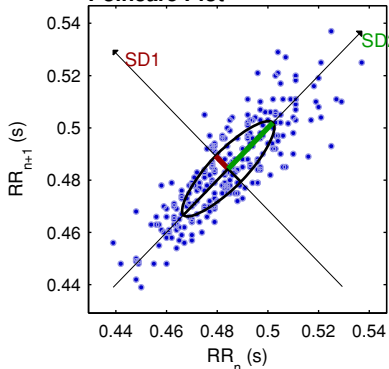


| Frequency Band | Peak (Hz) | Power (ms ²) | Power (%) | Power (n.u.) |
|-------------------|-----------|--------------------------|-----------|--------------|
| VLF (0-0.04 Hz) | 0.0039 | 159 | 52.6 | |
| LF (0.04-0.15 Hz) | 0.0430 | 92 | 30.3 | 63.9 |
| HF (0.15-0.4 Hz) | 0.2500 | 52 | 17.1 | 36.1 |
| Total | | 302 | | |
| LF/HF | | 1.773 | | |

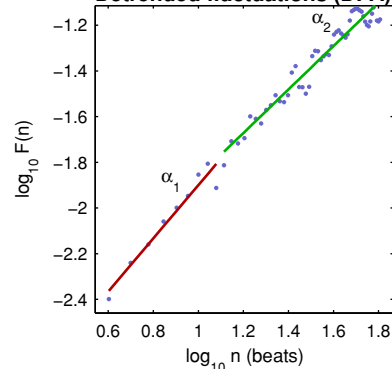
Nonlinear Results*

| Variable | Units | Value |
|--|---------|-------|
| Poincare plot | | |
| SD1 | (ms) | 7.0 |
| SD2 | (ms) | 25.0 |
| Recurrence plot | | |
| Mean line length (Lmean) | (beats) | 10.09 |
| Max line length (Lmax) | (beats) | 237 |
| Recurrence rate (REC) | (%) | 33.67 |
| Determinism (DET) | (%) | 98.73 |
| Shannon Entropy (ShanEn) | | 3.082 |
| Other | | |
| Approximate entropy (ApEn) | | 1.049 |
| Sample entropy (SampEn) | | 1.553 |
| Detrended fluctuations (DFA): α_1 | | 1.164 |
| Detrended fluctuations (DFA): α_2 | | 0.952 |
| Correlation dimension (D2) | | 0.136 |

Poincare Plot



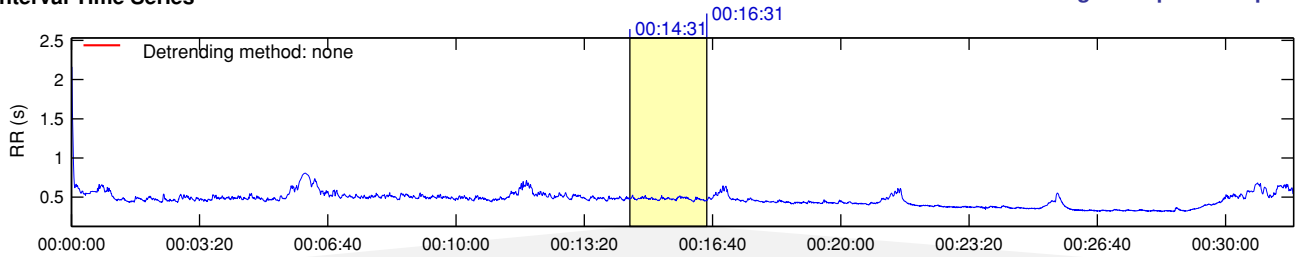
Detrended fluctuations (DFA)



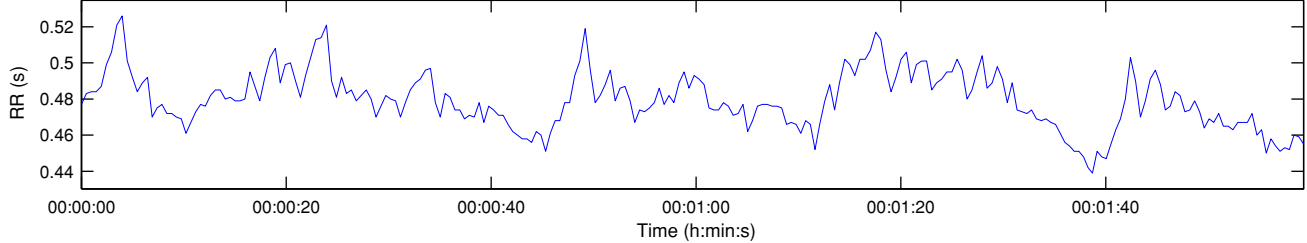
*Results are calculated from the non-detrended selected RR series.

RR Interval Time Series

Results for single samples: sample 3/6



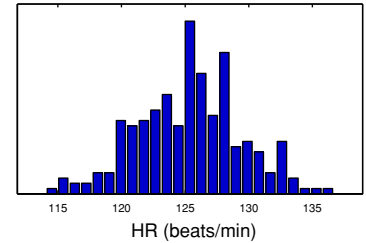
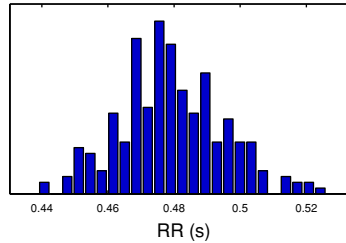
Selected RR Series



Time-Domain Results

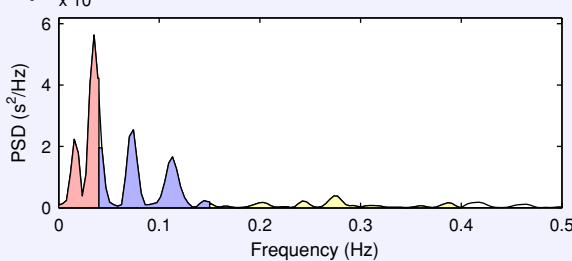
| Variable | Units | Value |
|---------------------|---------|--------|
| Mean RR* | (ms) | 479.1 |
| STD RR (SDNN) | (ms) | 15.7 |
| Mean HR* | (1/min) | 125.37 |
| STD HR | (1/min) | 4.08 |
| RMSSD | (ms) | 8.4 |
| NN50 | (count) | 0 |
| pNN50 | (%) | 0.0 |
| RR triangular index | | 4.545 |
| TINN | (ms) | 70.0 |

Distributions*



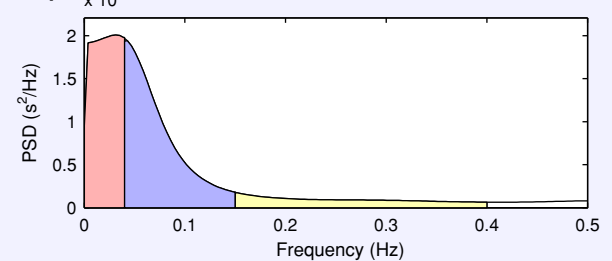
Frequency-Domain Results

FFT spectrum² (Welch's periodogram: 256 s window with 50% overlap)



| Frequency Band | Peak (Hz) | Power (ms ²) | Power (%) | Power (n.u.) |
|-------------------|-----------|--------------------------|-----------|--------------|
| VLF (0-0.04 Hz) | 0.0352 | 77 | 44.7 | |
| LF (0.04-0.15 Hz) | 0.0742 | 77 | 44.7 | 80.9 |
| HF (0.15-0.4 Hz) | 0.2734 | 18 | 10.6 | 19.1 |
| Total | | 173 | | |
| LF/HF | | 4.224 | | |

AR Spectrum³ (AR model order = 16, not factorized)

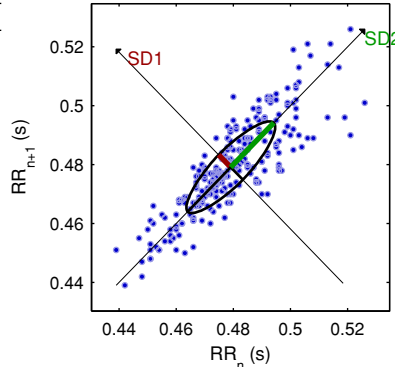


| Frequency Band | Peak (Hz) | Power (ms ²) | Power (%) | Power (n.u.) |
|-------------------|-----------|--------------------------|-----------|--------------|
| VLF (0-0.04 Hz) | 0.0313 | 77 | 40.4 | |
| LF (0.04-0.15 Hz) | 0.0430 | 90 | 47.3 | 79.5 |
| HF (0.15-0.4 Hz) | 0.1523 | 23 | 12.2 | 20.5 |
| Total | | 190 | | |
| LF/HF | | 3.879 | | |

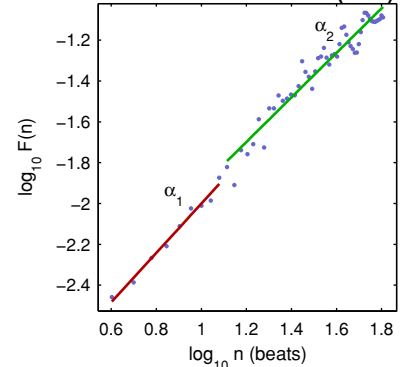
Nonlinear Results*

| Variable | Units | Value |
|--|---------|-------|
| Poincare plot | | |
| SD1 | (ms) | 6.0 |
| SD2 | (ms) | 21.3 |
| Recurrence plot | | |
| Mean line length (Lmean) | (beats) | 13.03 |
| Max line length (Lmax) | (beats) | 240 |
| Recurrence rate (REC) | (%) | 37.30 |
| Determinism (DET) | (%) | 99.24 |
| Shannon Entropy (ShanEn) | | 3.349 |
| Other | | |
| Approximate entropy (ApEn) | | 1.017 |
| Sample entropy (SampEn) | | 1.232 |
| Detrended fluctuations (DFA): α_1 | | 1.208 |
| Detrended fluctuations (DFA): α_2 | | 1.091 |
| Correlation dimension (D2) | | 0.057 |

Poincare Plot



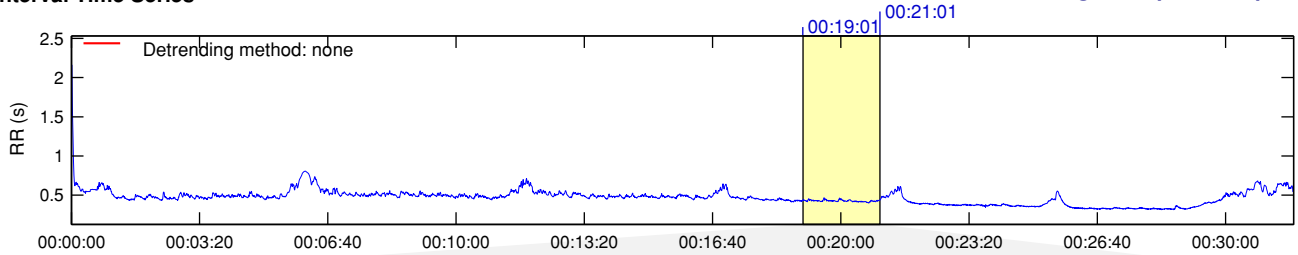
Detrended fluctuations (DFA)



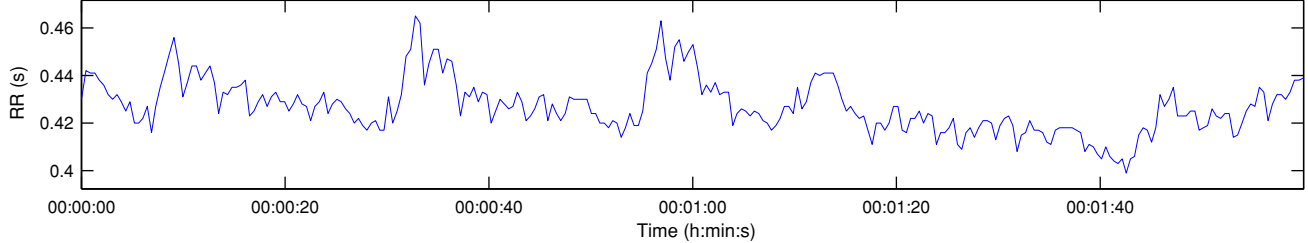
*Results are calculated from the non-detrended selected RR series.

RR Interval Time Series

Results for single samples: sample 4/6



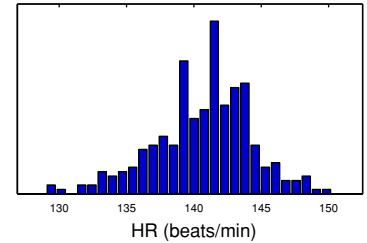
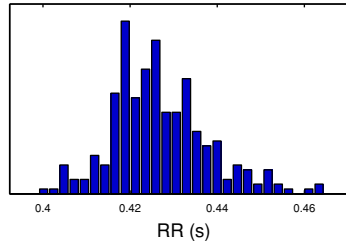
Selected RR Series



Time-Domain Results

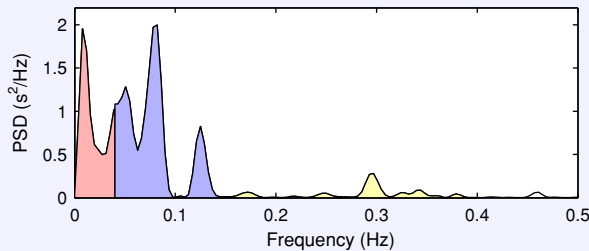
| Variable | Units | Value |
|---------------------|---------|--------|
| Mean RR* | (ms) | 426.9 |
| STD RR (SDNN) | (ms) | 11.1 |
| Mean HR* | (1/min) | 140.65 |
| STD HR | (1/min) | 3.60 |
| RMSSD | (ms) | 5.9 |
| NN50 | (count) | 0 |
| pNN50 | (%) | 0.0 |
| RR triangular index | | 3.000 |
| TINN | (ms) | 50.0 |

Distributions*



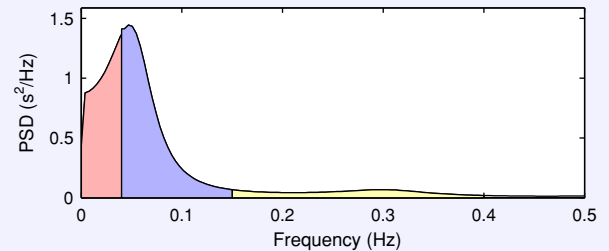
Frequency-Domain Results

FFT spectrum² (Welch's periodogram: 256 s window with 50% overlap)



| Frequency Band | Peak (Hz) | Power (ms ²) | Power (%) | Power (n.u.) |
|-------------------|-----------|--------------------------|-----------|--------------|
| VLF (0-0.04 Hz) | 0.0078 | 36 | 30.9 | |
| LF (0.04-0.15 Hz) | 0.0820 | 71 | 61.0 | 88.3 |
| HF (0.15-0.4 Hz) | 0.2969 | 9 | 8.1 | 11.7 |
| Total | | 117 | | |
| LF/HF | | 7.522 | | |

AR Spectrum³ (AR model order = 16, not factorized)

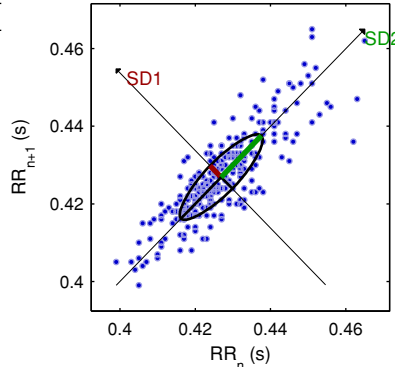


| Frequency Band | Peak (Hz) | Power (ms ²) | Power (%) | Power (n.u.) |
|-------------------|-----------|--------------------------|-----------|--------------|
| VLF (0-0.04 Hz) | 0.0391 | 41 | 36.8 | |
| LF (0.04-0.15 Hz) | 0.0469 | 59 | 52.7 | 83.4 |
| HF (0.15-0.4 Hz) | 0.2969 | 12 | 10.5 | 16.6 |
| Total | | 111 | | |
| LF/HF | | 5.018 | | |

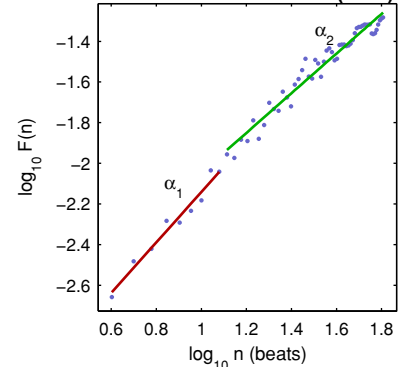
Nonlinear Results*

| Variable | Units | Value |
|--|---------|-------|
| Poincare plot | | |
| SD1 | (ms) | 4.2 |
| SD2 | (ms) | 15.1 |
| Recurrence plot | | |
| Mean line length (Lmean) | (beats) | 15.20 |
| Max line length (Lmax) | (beats) | 194 |
| Recurrence rate (REC) | (%) | 44.10 |
| Determinism (DET) | (%) | 99.45 |
| Shannon Entropy (ShanEn) | | 3.507 |
| Other | | |
| Approximate entropy (ApEn) | | 1.020 |
| Sample entropy (SampEn) | | 1.277 |
| Detrended fluctuations (DFA): α_1 | | 1.241 |
| Detrended fluctuations (DFA): α_2 | | 0.976 |
| Correlation dimension (D2) | | 0.008 |

Poincare Plot



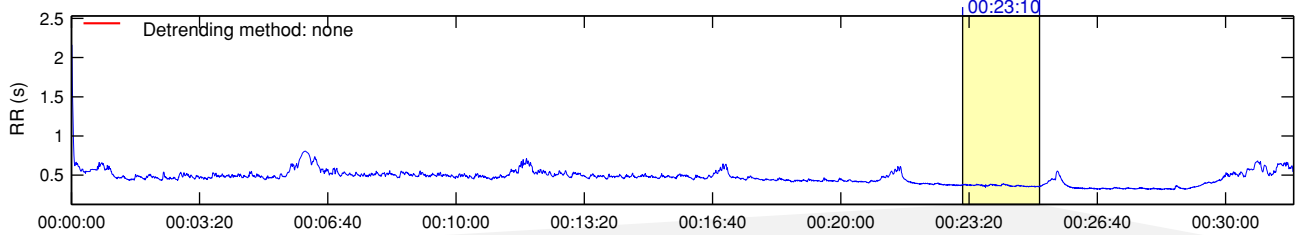
Detrended fluctuations (DFA)



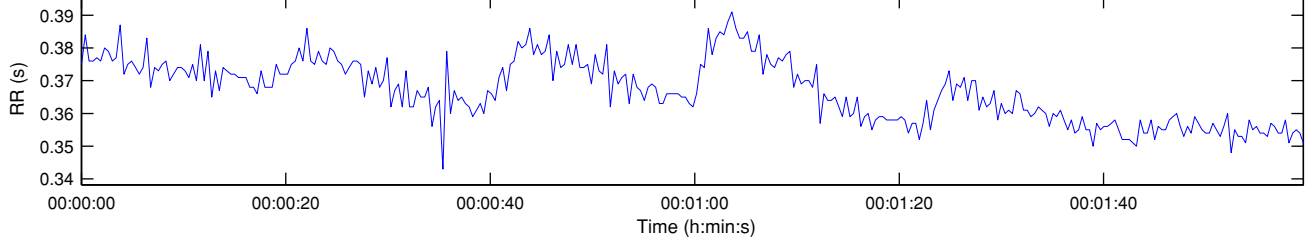
*Results are calculated from the non-detrended selected RR series.

RR Interval Time Series

Results for single samples: sample 5/6



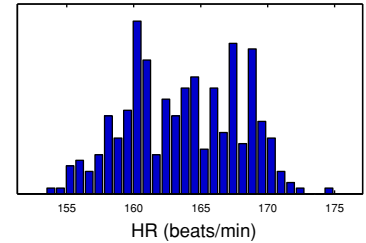
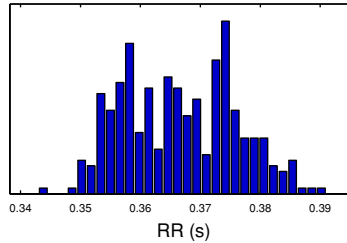
Selected RR Series



Time-Domain Results

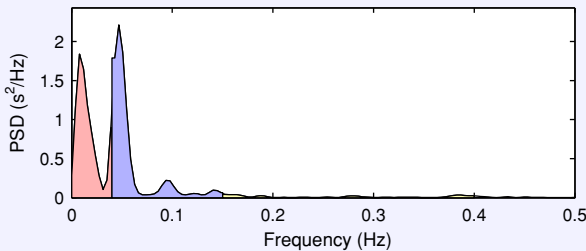
| Variable | Units | Value |
|---------------------|---------|--------|
| Mean RR* | (ms) | 366.8 |
| STD RR (SDNN) | (ms) | 9.4 |
| Mean HR* | (1/min) | 163.70 |
| STD HR | (1/min) | 4.19 |
| RMSSD | (ms) | 5.6 |
| NN50 | (count) | 0 |
| pNN50 | (%) | 0.0 |
| RR triangular index | | 3.516 |
| TINN | (ms) | 40.0 |

Distributions*



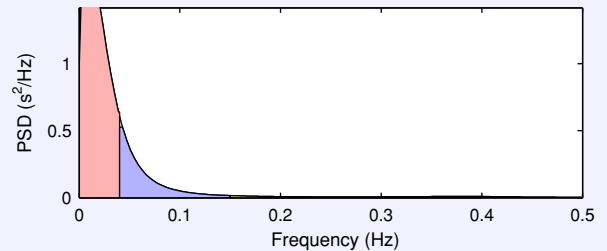
Frequency-Domain Results

FFT spectrum² (Welch's periodogram: 256 s window with 50% overlap)



| Frequency Band | Peak (Hz) | Power (ms ²) | Power (%) | Power (n.u.) |
|-------------------|-----------|--------------------------|-----------|--------------|
| VLF (0-0.04 Hz) | 0.0078 | 34 | 45.8 | |
| LF (0.04-0.15 Hz) | 0.0469 | 37 | 50.5 | 93.1 |
| HF (0.15-0.4 Hz) | 0.1523 | 3 | 3.7 | 6.9 |
| Total | | 74 | | |
| LF/HF | | 13.463 | | |

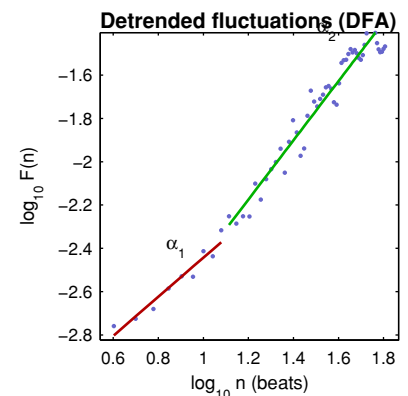
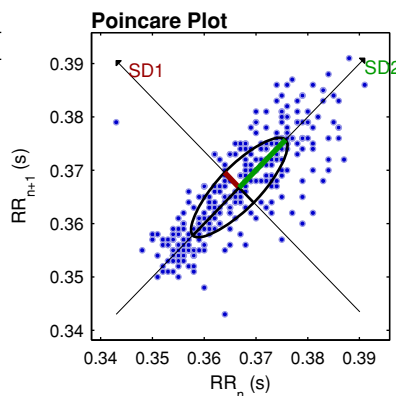
AR Spectrum³ (AR model order = 16, not factorized)



| Frequency Band | Peak (Hz) | Power (ms ²) | Power (%) | Power (n.u.) |
|-------------------|-----------|--------------------------|-----------|--------------|
| VLF (0-0.04 Hz) | 0.0039 | 54 | 77.7 | |
| LF (0.04-0.15 Hz) | 0.0430 | 14 | 19.5 | 87.3 |
| HF (0.15-0.4 Hz) | 0.1523 | 2 | 2.8 | 12.7 |
| Total | | 70 | | |
| LF/HF | | 6.845 | | |

Nonlinear Results*

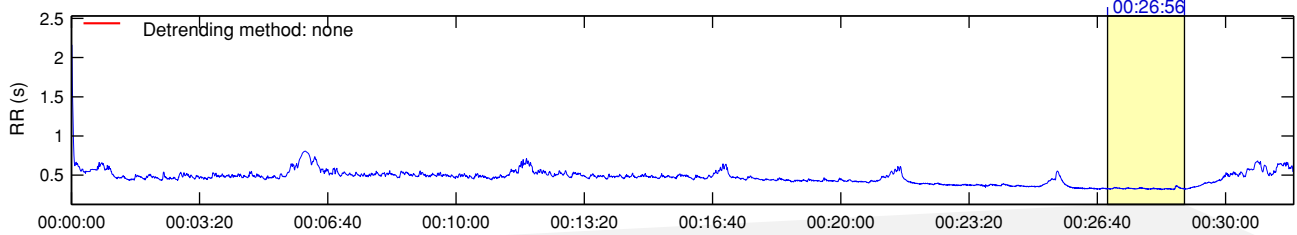
| Variable | Units | Value |
|--|---------|-------|
| Poincare plot | | |
| SD1 | (ms) | 4.0 |
| SD2 | (ms) | 12.7 |
| Recurrence plot | | |
| Mean line length (Lmean) | (beats) | 20.45 |
| Max line length (Lmax) | (beats) | 222 |
| Recurrence rate (REC) | (%) | 42.21 |
| Determinism (DET) | (%) | 99.00 |
| Shannon Entropy (ShanEn) | | 3.784 |
| Other | | |
| Approximate entropy (ApEn) | | 1.006 |
| Sample entropy (SampEn) | | 1.404 |
| Detrended fluctuations (DFA): α_1 | | 0.901 |
| Detrended fluctuations (DFA): α_2 | | 1.367 |
| Correlation dimension (D2) | | 0.000 |



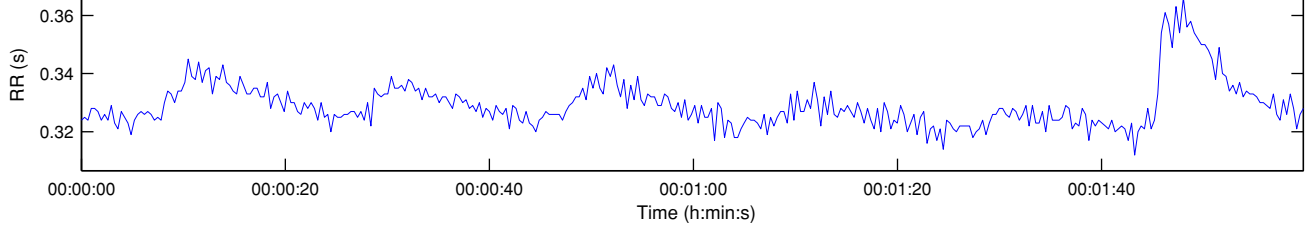
*Results are calculated from the non-detrended selected RR series.

RR Interval Time Series

Results for single samples: sample 6/6



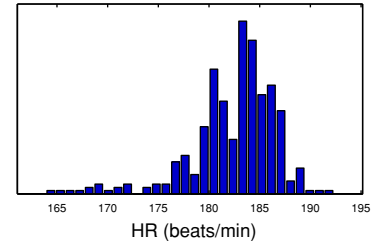
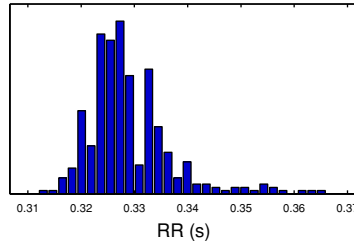
Selected RR Series



Time-Domain Results

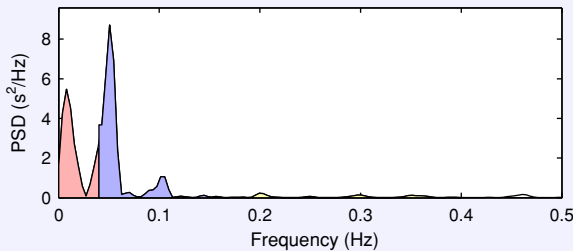
| Variable | Units | Value |
|---------------------|---------|--------|
| Mean RR* | (ms) | 329.1 |
| STD RR (SDNN) | (ms) | 7.8 |
| Mean HR* | (1/min) | 182.44 |
| STD HR | (1/min) | 4.18 |
| RMSSD | (ms) | 4.7 |
| NN50 | (count) | 0 |
| pNN50 | (%) | 0.0 |
| RR triangular index | | 2.199 |
| TINN | (ms) | 40.0 |

Distributions*



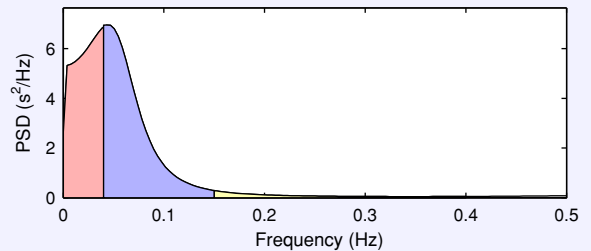
Frequency-Domain Results

FFT spectrum (Welch's periodogram: 256 s window with 50% overlap)



| Frequency Band | Peak (Hz) | Power (ms ²) | Power (%) | Power (n.u.) |
|-------------------|-----------|--------------------------|-----------|--------------|
| VLF (0-0.04 Hz) | 0.0078 | 9 | 39.8 | |
| LF (0.04-0.15 Hz) | 0.0508 | 13 | 55.8 | 92.8 |
| HF (0.15-0.4 Hz) | 0.1992 | 1 | 4.3 | 7.2 |
| Total | | 24 | | |
| LF/HF | | 12.862 | | |

AR Spectrum (AR model order = 16, not factorized)

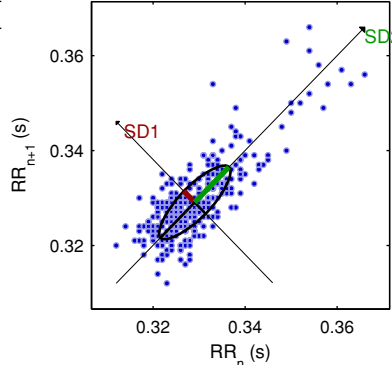


| Frequency Band | Peak (Hz) | Power (ms ²) | Power (%) | Power (n.u.) |
|-------------------|-----------|--------------------------|-----------|--------------|
| VLF (0-0.04 Hz) | 0.0391 | 23 | 42.6 | |
| LF (0.04-0.15 Hz) | 0.0430 | 29 | 53.7 | 93.5 |
| HF (0.15-0.4 Hz) | 0.1523 | 2 | 3.7 | 6.5 |
| Total | | 54 | | |
| LF/HF | | 14.479 | | |

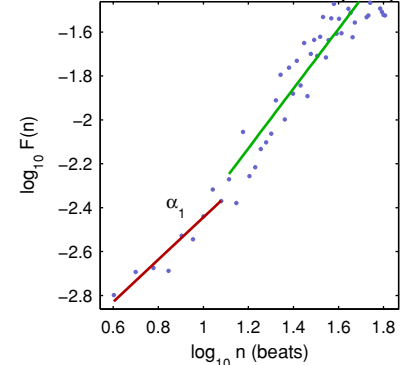
Nonlinear Results*

| Variable | Units | Value |
|--|---------|-------|
| Poincare plot | | |
| SD1 | (ms) | 3.4 |
| SD2 | (ms) | 10.5 |
| Recurrence plot | | |
| Mean line length (Lmean) | (beats) | 24.98 |
| Max line length (Lmax) | (beats) | 313 |
| Recurrence rate (REC) | (%) | 56.62 |
| Determinism (DET) | (%) | 99.55 |
| Shannon Entropy (ShanEn) | | 3.969 |
| Other | | |
| Approximate entropy (ApEn) | | 1.088 |
| Sample entropy (SampEn) | | 1.344 |
| Detrended fluctuations (DFA): α_1 | | 0.962 |
| Detrended fluctuations (DFA): α_2 | | 1.359 |
| Correlation dimension (D2) | | 0.002 |

Poincare Plot



Detrended fluctuations (DFA)



*Results are calculated from the non-detrended selected RR series.