

**UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA CATARINA  
CENTRO DE FILOSOFIA E CIÊNCIAS HUMANAS  
DEPARTAMENTO DE PSICOLOGIA  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM PSICOLOGIA  
CURSO DE MESTRADO**

**FREQÜÊNCIA CARDÍACA, VARIABILIDADE DA FREQÜÊNCIA CARDÍACA E O  
DESEMPENHO EM UMA PARTIDA DE XADREZ**

**FLORIANÓPOLIS**

**2008**

LUCIANO BERTOL TEIXEIRA

**FREQÜÊNCIA CARDÍACA, VARIABILIDADE DA FREQÜÊNCIA CARDÍACA E O  
DESEMPENHO EM UMA PARTIDA DE XADREZ**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Psicologia da Universidade Federal de Santa Catarina como parte dos requisitos para obtenção do título de Mestre em Psicologia.

Orientador: Prof. Dr. Emílio Takase.

**FLORIANÓPOLIS**

**2008**

## **TERMO DE APROVAÇÃO**

LUCIANO BEROL TEIXEIRA

### **FREQÜÊNCIA CARDÍACA E VARIABILIDADE DA FREQÜÊNCIA CARDÍACA E O DESEMPENHO EM UMA PARTIDA DE XADREZ**

Dissertação aprovada como requisito parcial para obtenção do grau de Mestre no Programa de Pós-Graduação em Psicologia, Curso de Mestrado, Centro de Filosofia e Ciências Humanas da Universidade Federal de Santa Catarina, pela seguinte banca examinadora:

---

Orientador: Prof. Dr. Emílio Takase  
Departamento de Psicologia, Universidade Federal de Santa Catarina -UFSC

---

Prof. Dr. Eduardo José Legal  
Departamento de Psicologia, Universidade do Vale do Itajaí, UNIVALI

---

Prof. Dr. Antônio Renato Pereira Moro  
Departamento de Educação Física, Universidade Federal de Santa Catarina -UFSC

---

Prof. Dr. Roberto Moraes Cruz  
Departamento de Psicologia, Universidade Federal de Santa Catarina -UFSC

Florianópolis, 14 de fevereiro de 2008.

Dedico este trabalho ao meu avô,  
Theodorico Bertol (*in memmorian*).

## SUMÁRIO

RESUMO .....	VI
ABSTRACT .....	VII
1 INTRODUÇÃO.....	8
2 OBJETIVOS.....	12
2.1. Geral.....	12
2.2. Específicos .....	12
3 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA .....	13
3.1. Fenômenos psicofisiológicos .....	13
3.1.1 Fenômenos psicofisiológicos e desempenho cognitivo .....	14
3.2 Hipóteses de como ativação ansiedade/estresse afetam o desempenho.....	15
3.3 A utilização de parâmetros fisiológicos em pesquisas para rendimento.....	17
3.3.1 Frequência Cardíaca (FC) .....	18
3.2.2 Variabilidade da Frequência Cardíaca (VFC).....	22
3.4 FC, VFC e a performance em tarefas executivas.....	26
3.4.1 Córtex pré-frontal e Tomada de Decisão .....	29
3.5 Xadrez e a Tomada de Decisão.....	30
4 MÉTODO .....	35
4.1 Caracterização.....	35
4.2 Participante .....	37
4.3 Instrumentos.....	38
4.4 Procedimentos para a coleta dos dados.....	39
4.5 Procedimentos para análise dos dados:.....	41
4.6 Procedimentos éticos .....	41
5 RESULTADOS .....	43
6 DISCUSSÃO .....	49
7 CONCLUSÃO.....	56
8 REFERÊNCIAS .....	58
9 LISTA DE ILUSTRAÇÕES .....	67
10 LISTA DE TABELAS .....	69
11 LISTA DE SIGLAS .....	70
12 ANEXOS .....	71
13 APÊNDICES .....	74

TEIXEIRA, L. B. (2008). **Frequência cardíaca, variabilidade da frequência cardíaca e o desempenho em uma partida de xadrez**. Florianópolis, 2008, 139 f. Dissertação (Mestrado em Psicologia) Programa de Pós-Graduação em Psicologia, Universidade Federal de Santa Catarina. Orientador: Emílio Takase

## RESUMO

A Frequência Cardíaca (FC) e Variabilidade da Frequência Cardíaca (VFC) oferecem a oportunidade da psicologia utilizar-se de indicadores objetivos em suas investigações. Pela relação que estes comportamentos cardíacos mantêm com o Sistema Nervoso Autônomo, podemos estudá-los pelo viés da psicofisiologia. No entanto, no contexto desportivo, o estudo que considere os aspectos psicológicos em sua relação com FC e VFC torna-se, por ordem técnica, dificultoso. O xadrez, neste arranjo de condições torna-se a modalidade ideal para estudo. Reúne intensa atividade mental, a competição, a ansiedade e o fundamental: pouca atividade física. Assim, asseguramo-nos que as alterações das respostas psicofisiológicas tenham sido eliciadas por fatores emocionais e cognitivos. Estas alterações em como o jogador percebe a partida, o quanto se sente ameaçado, motivado, esperançoso, mantém-se concentrado, entre outras, influenciam a atividade do sistema autônomo em uma constante regulação entre o jogador e seu ambiente (interno e externo). Procurou-se investigar, dentre estes fenômenos, se FC e VFC, que são medidas facilmente obtidas e não invasivas, podem apresentar correlação nas tomadas de decisões boas ou ruins executadas pelo enxadrista durante a partida. É possível assim verificar se os comportamentos cardíacos podem servir como indicadores de previsibilidade para decisões boas ou ruins. Para tanto, esta pesquisa exploratória foi formulada onde fora examinado um enxadrista de alto rendimento que teve duas partidas, ao desafiar o *Software Fritz*, registradas. Foram analisadas 61 jogadas para as quais foi calculada, com auxílio do *HRV Analysis Software v 1.1*, a média da frequência cardíaca dos batimentos que fizeram parte do tempo de cada jogada, desvio padrão da FC, média da VFC, desvio padrão da VFC e o índice de variabilidade nas frequências BF e AF. Tais dados foram submetidos à análise estatística em teste de correlação com a avaliação das jogadas pelo *Software Fritz*, auto-avaliação das jogadas e nível de esperança experienciado durante o jogo. Houve correlação positiva entre VFC e avaliação do *Software Fritz* ( $p = 0,002$ ), correlação negativa entre FC e avaliação do *Software Fritz* ( $p = 0,002$ ), evidenciando que estes comportamentos cardíacos podem variar em um sujeito de forma constante e consistente a ponto de prestar alguma previsibilidade para decisões boas ou ruins do enxadrista.

**Palavras-chave:** Variabilidade da Frequência Cardíaca, Frequência Cardíaca, Xadrez, Tomada de decisão.

TEIXEIRA, L. B. (2008). **Heart Rate, Heart Rate Variability and the performance in a chess game.** 2008, 139 p .

## ABSTRACT

The Heart Rate (HR) and Heart Rate Variability (HRV) offer the opportunity of psychology to utilize objectives indicatives in investigations. By relation that the cardiac behaviors keep with the Autonomic Nervous System we can study them through psycho-physiology. However in the porting context the study that considers the psychological aspects at the relation of FC with VFC, becomes, for technique order, difficultly. The chess, in this arrangement of conditions becomes an ideal modality for study. It congregates intense mental activity, the competition, anxiety and the basic: little physical activity. In this manner, we make sure that the alterations of the psycho-physiologies answers have been caused for emotional and cognitive factors. These alterations in how the player perceive the departure, how much feels threatened, motivated, hopeful, remains concentrate, etc. will be influencing the activity of the autonomic system in a constant regulation between the player and the environment (internal and external). We will investigate, amongst these phenomenons, if HR and HRV, that are easily measured and not invasive, can present good or bad correlation, taken of decision executed by the chess player during the departure. We can thus, verify if the cardiac behaviors can serve as indicative of previsibility for good or bad decisions. Meantime, this exploration research was formulated where it was examined a chess player of high income that had two departures, challenging *Fritz Software*, registered. They had been citizens of analyzes 61 plays which the average of the cardiac frequency of the beatings was calculated with assists of the *HRV Analysis Software v 1,1* that had been part of the time of each play, shunting line standard of the FC, measured of the VFC, shunting line standard of the VFC, index of variability in frequencies LF and HF. Such data had been submitted on statistics analysis in test of correlation with the evaluation of the plays by *Fritz software*, auto-evaluation of the plays, and level of hope experienced during the game. It had positive correlation between VFC and evaluation of *Fritz software* ( $p = 0,002$ ), negative correlation between FC and evaluation of *Fritz software* ( $p = 0,002$ ). Evidencing that these cardiac behaviors can vary in a citizen, on a constant and consistent form, it offers some previsibility for good or bad decisions of the chess player.

**Key Words:** Heart rate variability, Cardiac Frequency, Chess, Decision Making

# 1 INTRODUÇÃO

O xadrez é um jogo de tabuleiro cuja origem remete a muitas fontes, sendo difícil distinguir entre suas lendas e os fatos concretos. No entanto, existem muitas referências apontando a Índia como seu local de surgimento (VASCONCELOS, 1991). Outro fato complicador é que as possíveis formas iniciais do xadrez não correspondem exatamente ao modelo moderno. Com isto, apenas especula-se quais jogos poderiam ter sido os precursores do xadrez contemporâneo.

Atualmente, o xadrez é considerado uma modalidade desportiva com uma característica peculiar: é um jogo predominantemente mental, de pouca participação física. Inerente à sua prática está a utilização de recursos como tabuleiro, 32 peças e dois jogadores (também existem os jogos virtuais, onde um pode-se jogar contra o computador), que pode ser praticado recreativa e competitivamente. O órgão internacional responsável por sua regulamentação é a *Fédération Internationale des Échecs* (FIDE<sup>1</sup>). Segundo Pimenta (2005), trata-se da maior federação do mundo em número de filiados, com participação de cerca de 200 países, estando à frente de esportes como vôlei, tênis e basquete. No Brasil a Confederação Brasileira de Xadrez (CBX<sup>2</sup>) está vinculada ao Comitê Olímpico Brasileiro (COB<sup>3</sup>), o que possibilita a participação da modalidade em jogos Pan-Americanos e Sul-Americanos.

A condição desportiva do xadrez assinala, evidentemente, preocupações quanto ao rendimento ou desempenho de seus praticantes (RUBIO, 1999). Com o intuito de aprimorar seus rendimentos, os praticantes de modalidade esportivas, tradicionalmente, dedicam-se a treinamentos físicos, técnicos e táticos, vindo a adquirir nestes quesitos, patamares de rendimento muito próximos (WEINBERG e GOULD, 2001). Estes atletas de alto rendimento buscam, portanto, outros recursos para que possam sobressair aos concorrentes. Quando os aspectos psicológicos também são considerados em seus treinamentos, um importante diferencial no rendimento dos desportistas é evidenciado (AYAN, 2005).

Sobre os aspectos psicofisiológicos que podem ser trabalhados com os atletas em busca de diferencial em seu desempenho, destacam-se os sugeridos nos programas de treinamento de habilidades psicológicas para desportistas. Os mais comumente citados nos

---

<sup>1</sup> [www.fide.com](http://www.fide.com)

<sup>2</sup> [www.cbx.org.br](http://www.cbx.org.br)

<sup>3</sup> [www.cob.org.br](http://www.cob.org.br)

manuais de Psicologia do Esporte (BURITI, 1997; WEINBERG e GOULD, 2001; SAMULSKI, 2002) são: nível de ativação, ansiedade e estresse<sup>4</sup> que se constituem na interação de aspectos psicológicos e fisiológicos (psicofisiológicos<sup>5</sup>) (WEINBERG e GOULD, 2001; BRANDÃO, 2004). Essa condição permite, pelo conhecimento dessa interação psicológica e fisiológica (tópico 3.2 da revisão), abordar os aspectos fisiológicos inferindo sobre os psicológicos. Nesse sentido, se identificarmos algumas medidas objetivas de origem fisiológica, como reflexo psicogalvânico, frequência cardíaca, pressão arterial, tensão muscular, temperatura das mãos (ROSE, 1981; BRANDÃO, 2004), que se demonstrarem correlação com um certo arranjo “ótimo” das funções psíquicas para uma determinada tarefa, poderíamos, psicólogos, técnicos e treinadores, termos alguns indicativos a mais para considerarmos na intenção da maximização do desempenho dos esportistas.

Essa forma de informação torna-se pertinente, visto alguns obstáculos atuais. Sabe-se, por exemplo, que treinadores, mesmo acompanhando por anos um desportista, têm dificuldades e cometem erros no julgamento dos quadros mentais de seus atletas (TOOGOOD e MARTIN, 2003). Mesmo com o auxílio técnico de testes psicológicos<sup>6</sup> pode haver dificuldades. Segundo Takase (2005), muitas pesquisas atuais no esporte se reduzem à análise de questionários, inventários e entrevistas. A adoção dessas práticas, ou mesmo testes psicológicos, utilizam-se, de forma geral, de uma metodologia baseada no auto-relato, por este motivo, segundo Leonard e Miler (1995), ocorre manipulação por parte do sujeito, de seu score. Para estas situações, poderia haver outras formas de intervenção. O conhecimento de que uma certa zona de frequência cardíaca, ou de que uma forma específica do coração comportar-se<sup>7</sup> esteja correlacionada a melhores tomadas de decisão no xadrez, poderia facilitar o monitoramento do atleta, com instrumentos de medidas objetivas, contando com um grau maior de previsibilidade no seu desempenho<sup>8</sup>.

Na situação de disputa entre duas pessoas por uma vitória (caso, também, do xadrez), são encontrados os elementos que caracterizam uma situação de estresse. Este conceito aplica-se àquelas situações para as quais, de alguma forma, buscamos reagir. De acordo com Jones

---

<sup>4</sup> Estes termos serão mais bem abordados na fundamentação teórica do projeto.

<sup>5</sup> Pela condição da ativação, ansiedade e estresse constituir-se em uma íntima relação de aspectos fisiológicos e psicológicos, os denominaremos fenômenos psicofisiológicos.

<sup>6</sup> A pesquisadora Suzy Fleury traz em seu site: [www.suzyfleury.com.br](http://www.suzyfleury.com.br), uma relação dos principais instrumentos utilizados em psicologia do esporte.

<sup>7</sup> Ribeiro e Moraes Filho (2005) utilizam esta expressão para se referir às diferentes características do funcionamento cardiovascular, onde incluem a frequência cardíaca e variabilidade da frequência cardíaca.

<sup>8</sup> Poucos instrumentos utilizados em Psicologia do Esporte mostraram-se preditivos quanto ao rendimento de atletas. Segundo Gould e Weinberg (2001), apenas o Perfil de Estados de Humor - POMS teve alguns resultados favoráveis.

(1990), estresse é um estado que exige respostas do indivíduo para formular comportamentos que possam enfrentar uma dada situação. A partir deste conceito percebe-se que o estresse não é necessariamente bom ou ruim. Tal situação pode ser encontrada durante uma partida de xadrez. Segundo Santos (2004), a partida de xadrez pode ser compreendida como formada por muitas situações-problema, onde, a cada jogada executada, uma nova posição é configurada para o sujeito, posição esta que deve ser avaliada para, em seguida, se efetuar uma nova jogada. Com esta descrição percebemos que o estresse está presente nestes momentos, o que evidencia a importância de considerarmos como aqueles fenômenos psicofisiológicos expressam-se durante o desenvolvimento de uma partida, ou no caso, a cada jogada. No entanto, a maioria dos estudos neste sentido restringe-se a investigações considerando apenas os momentos pré-competitivos, tais como os estudos de ansiedade pré-competitiva (ROSE JÚNIOR, 1998; GIRARDELLO, 2004).

No contexto desportivo também se costuma dar importância ao nível de ativação do desportista para a realização de sua prática. Um atirador, por exemplo, que esteja experienciando elevado nível de ativação, comprometerá sua motricidade fina (ROMÁN e SAVÓIA, 2003), necessária à execução da tarefa. Um lutador, em um nível muito baixo de ativação, talvez não tivesse, prontamente, toda a potência dos grandes grupos musculares à sua disposição (BARRA FILHO e MIRANDA, 1998). Se observarmos os aspectos mentais destes atletas, também identificaremos importantes interferências de seu nível de ativação ou de sua ansiedade na capacidade de atenção, concentração, memorização, tomada de decisão, dentre outras (BARRA FILHO e MIRANDA, 1998, ROMÁN e SAVÓIA, 2003, EMERSON, MOLLET e HARRISON, 2005).

Sobre os aspectos cognitivos exigidos e efetivamente contribuintes ao rendimento do enxadrista, seria difícil especificar um entre todos, pois de qualquer forma se integram e complementam suas informações. No entanto, destacaríamos o papel das funções executivas neste contexto, que são justamente integradores e regentes destes outros centros de processamento (GOLDBERG, 2002).

A tomada de decisão é uma destas funções, responsável pela avaliação, ponderação e integração de informações de outras áreas do cérebro para o ordenamento efetivo de uma resposta (ERNEST e PAULUS, 2005, STERNBERG, 2000). Este fenômeno é estudado pela Psicologia Cognitiva, abordagem que tem diálogo facilitado com aquelas áreas do conhecimento que consideram a interação dos fatores psicológicos e fisiológicos, a que referimo-nos constantemente. Seriam exemplos destas áreas a: Psicofisiologia,

Neuropsicologia, Fisiologia, Fisiologia do Esporte e Exercício e em geral as componentes da Neurociência.

Com todos os antecedentes que reunimos em nossas argumentações, esperamos que, em algum momento de competição, mesmo simulada, o enxadrista deverá experimentar certa ansiedade a cada momento para o qual deverá reagir às jogadas do adversário. Esperamos ainda, a partir da análise das variações fisiológicas decorrentes de cada momento, observar um comportamento característico destas variáveis para as situações que o enxadrista reagir com piores ou melhores escolhas de jogadas. A pergunta que vem representar este problema de pesquisa que propomos é: Qual a relação da Frequência Cardíaca e Variabilidade da Frequência Cardíaca com o processo de tomada de decisão de enxadristas durante a realização de uma partida?

## **2 OBJETIVOS**

### **2.1. Geral**

Analisar as Respostas Psicofisiológicas da Frequência Cardíaca e da Variabilidade da Frequência Cardíaca com o processo de tomada de decisão durante uma partida competitiva de xadrez.

### **2.2. Específicos**

Verificar as variáveis da Frequência Cardíaca e Variabilidade da Frequência Cardíaca, como indicadores no processo de tomada de decisão dos enxadristas.

Analisar a relação da Frequência Cardíaca e da Variabilidade da Frequência Cardíaca e da auto-avaliação do enxadrista para as suas jogadas realizadas.

Analisar a relação da Frequência Cardíaca e da Variabilidade da Frequência Cardíaca com a avaliação feita pelo *software* Fritz das jogadas realizadas pelo enxadrista.

Observar a relação da Frequência Cardíaca e da Variabilidade da Frequência Cardíaca com a avaliação feita pelo enxadrista sobre o quanto considerava-se com esperança de vitória no jogo a cada jogada.

## 3 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

### 3.1. Fenômenos psicofisiológicos

Nas descrições dos fenômenos de ativação, ansiedade e estresse em Psicologia do Esporte, é possível observarmos que estes se compõem por aspectos psicológicos e fisiológicos em alguma interação.

Sobre a ativação, Samulski (2002) relata que trata-se do estado geral do organismo no qual uma pessoa pode agir ativamente em uma situação de exigências específicas. Weinberg e Gould (2001) trazem outras informações, quando a descrevem como sendo uma combinação de atividades fisiológicas e psicológicas em uma pessoa, e que se refere às dimensões de intensidade de motivação em um determinado momento. A ativação, segundo os autores varia sua intensidade num *continuum*, desde a apatia até a intensa agitação.

O termo estresse vem sendo empregado em psicologia referindo-se tanto a situações que desencadeiam estresse como para respostas decorrentes destas situações. Sobre a resposta ao estresse, seria resultado da interação entre as características da pessoa e as demandas do meio, ou seja, as discrepâncias entre o meio externo e interno e a percepção do indivíduo quanto a sua capacidade de resposta (MARGIS; PICON; COSNER; FORMEL; SILVEIRA; 2003). Esta resposta ao estressor compreende aspectos cognitivos, comportamentais e fisiológicos (PIJPERS *et al.*, 2003) que, segundo Margis *et al.* (2003), propiciam uma melhor percepção da situação e de suas demandas, assim como um processamento mais rápido da informação disponível, possibilitando uma busca de soluções adequadas e preparando o organismo para agir de maneira rápida e vigorosa. No entanto, segundo Lipp (2000), com o prolongamento das situações estressantes vão se desenvolvendo algumas fases de estresse que podem chegar até a somatização e desenvolvimento de uma patologia.

Já a ansiedade é, segundo Weinberg e Gould (2001), um estado emocional negativo caracterizado por nervosismo, preocupação e apreensão, e é associado com a ativação ou agitação do corpo. Decorre de suas características que a ansiedade tem um componente de pensamento (por exemplo, apreensão) chamado de ansiedade cognitiva, e também um componente de ansiedade somática, que é o grau de ativação física. Outra diferenciação da

ansiedade refere-se à condição de ser um estado emocional temporário (ansiedade-estado) ou uma tendência comportamental (ansiedade-traço).

### **3.1.1 Fenômenos psicofisiológicos e desempenho cognitivo**

São numerosas as pesquisas que investigam a ansiedade, o estresse e o nível de ativação em relação ao desempenho de atletas. Entre estas pesquisas estão aquelas que demonstraram a relação entre fenômenos psicofisiológicos e o desempenho cognitivo: Thompson, Williams, Esperance e Cornelius (2001) realizaram uma pesquisa comparando situações de maior e menor estresse para o desempenho cognitivo, no caso específico, o de memória em pára-quadristas. Os resultados obtidos em terra diferiram de forma importante daqueles obtidos durante o salto. Os erros cometidos durante o salto, onde o nível de estresse estaria elevado, demonstraram-se significativamente aumentados em relação à outra situação.

Kirschbaum, Wolf, May, Wippich, e Hellhammer (1996), Vedhara Hyde, J., Gilchrist, Tytherleigh, e Plummer (2000) e Newcomer *et al.* (1999) desenvolveram estudos investigando a relação entre nível de cortisol de indivíduos sob estresse mental e as conseqüências no desempenho cognitivo. Fora percebido, em ambos os estudos, que os principais prejuízos às funções cognitivas correspondiam aos maiores índices de concentração de cortisol, ou seja, nas situações onde eram maiores os índices de estresse.

Em outro trabalho, desenvolvido por Van Zijderveld *et al.* (1993), os sujeitos foram avaliados em suas performances cognitivas após a realização de um procedimento de indução ao estresse mental pela infusão de adrenalina, os efeitos decorrentes poderiam assemelhar-se ao de estresse mental. Observou-se correlação entre nível de ansiedade/estresse e déficit das performances obtidas nas tarefas cognitivas que os pesquisadores propuseram.

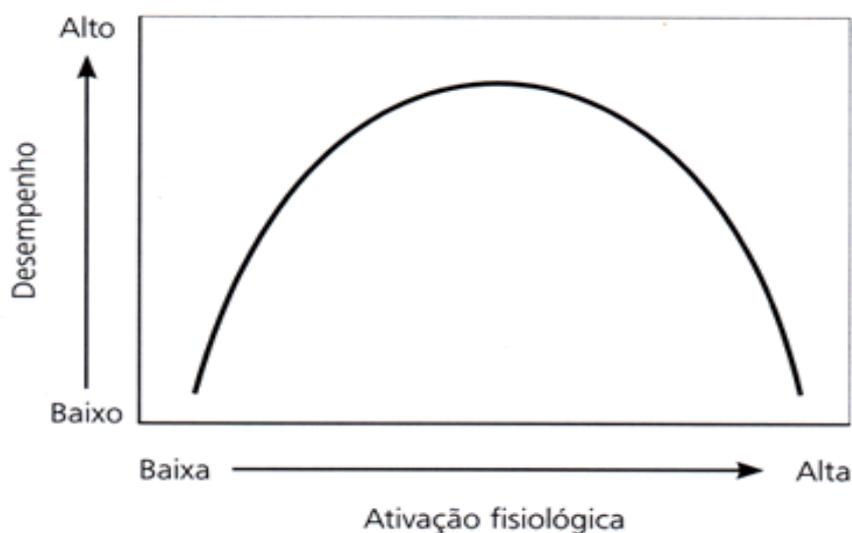
Simpson, Drevets, Snyder, Gusnard, e Raichle (2001), através de uma técnica de imageamento, investigaram o funcionamento cerebral durante situações de estresse, buscando assim algumas contribuições fisiológicas para a compreensão do déficit de performance mental em situações ansiogênicas. Percebeu-se, em especial, que a parte do cérebro correspondente ao córtex pré-frontal tinha seu fluxo sanguíneo diminuído com os níveis de ansiedade. A diminuição de fluxo sanguíneo desta região pode, segundo os autores, afetar o funcionamento deste órgão, o que possivelmente implicaria no déficit do desempenho cognitivo das pessoas com maiores níveis de ansiedade.

### 3.2 Hipóteses de como ativação ansiedade/estresse afetam o desempenho

Além da simples coexistência de aspectos psicológicos e fisiológicos nos fenômenos a que fizemos referência no início desta fundamentação, acreditamos que eles tenham algumas relações. De fato, isto foi considerado ao longo das pesquisas que objetivavam compreender a relação entre estes fenômenos e o desempenho de esportistas, o que verificaremos em seqüência.

A hipótese do U invertido: neste modelo sugere-se que o desempenho do atleta em sua atividade segue um *continuum* na forma de uma curva, como a do desenho da letra U, de forma invertida (Imagem 01- U Invertido). O desempenho estaria diretamente ligado ao nível de ativação até um ápice de ativação ideal. A partir deste ponto a relação torna-se inversa, e, à medida que o nível de ativação continua subindo, o desempenho passaria a diminuir.

IMAGEM 01 – U invertido:



**Imagem 01 (WEINBERG e GOULD, 2001, P.105).**

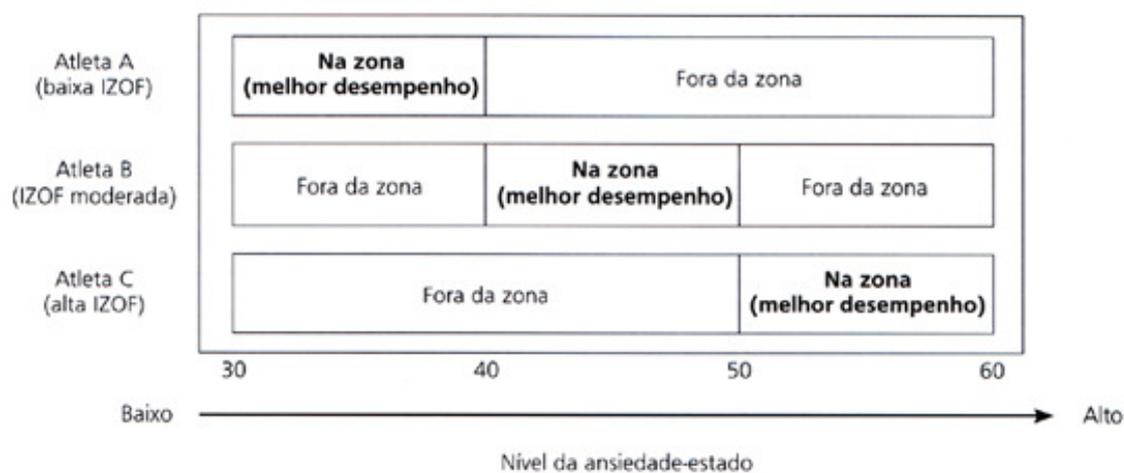
Na hipótese do U invertido, à medida que a ativação fisiológica aumenta, o desempenho varia, como no desenho de um U invertido.

Esta hipótese recebe algumas críticas onde questiona-se, por exemplo, a forma da curva de ativação, o fato da ativação ideal estar no ponto médio do *continuum* (COLLET, ROURE, RADA, DITTMAR E VERNET-MAURY, 1996; HARDY, 1996).

Zonas individuais de desempenho ideal (Imagem 02 - IZOF): Yuri Hanin, em 1980, verificou que atletas de elite têm uma zona de ansiedade-estado ideal, na qual ocorrem seus melhores desempenhos. Fora dessa zona ocorrem os piores desempenhos, mas observou que

estas zonas diferiam entre os atletas. Esta nova concepção da relação entre ansiedade e desempenho ideal foi denominada de Modelo de Zonas Individuais de Desempenho Ideal (*Individualized Zones of Optimal Functioning – IZOF*) (JOKELA e HANIN, 1999; HANIN e SYRJA, 1995).

IMAGEM 02 - IZOF



**Imagem 02(WEINBERG e GOULD, 2001, p. 106).**

Este modelo exemplifica como as zonas de melhor desempenho podem variar para diferentes atletas. Nesta situação, os níveis de ansiedade associados a um melhor desempenho não coincidiram entre os atletas.

Diferente da hipótese do U invertido, nesta perspectiva o nível ideal de ansiedade-estado nem sempre ocorre no ponto médio do *continuum*, mas sim, variaria de um atleta para o outro. No entanto, mesmo constando que o nível de ansiedade ideal pode variar entre indivíduos, possivelmente por suas diferenças fisiológicas ou psicológicas, a hipótese de IZOF não examinou, por exemplo, se os componentes da ansiedade-estado, ansiedade somática e cognitiva, podem afetar o desempenho de maneiras diferentes.

Considerando estas outras questões, em 1990 surge o modelo da catástrofe de Hardy. Este modelo propõe que o desempenho depende da interação entre a ansiedade cognitiva e o nível de ativação do esportista (HARDY, 1996).

O modelo de catástrofe considera que a ativação fisiológica está relacionada ao desempenho em forma de U invertido, quando um atleta tem uma leve ansiedade-estado cognitiva. No entanto, se a ansiedade cognitiva for alta, os aumentos na ativação em algum ponto alcançarão um tipo de limiar, imediatamente após o ponto de ativação ideal, ocorrendo em seguida um rápido declínio no desempenho. Uma vez ocorrendo hiperativação e

catástrofe, o desempenho se deteriora significativamente (HARDY, 1996; WEINBERG e GOULD, 2001).

Estas teorias têm orientado pesquisas como a de Miyake (2001), que buscou verificar a importância de contarmos com mais de uma medida para avaliarmos respostas individuais diante de tarefas mentais. Ele desenvolveu o *Multivariate Workload Evaluation* (MWE), o qual combina parâmetros fisiológicos como variabilidade cardiovascular, transpiração e fluxo sanguíneo periférico, e também outros parâmetros psicológicos. O pesquisador observou que os parâmetros fisiológicos podem variar a resposta entre os sujeitos em uma mesma tarefa. Alguns sujeitos responderam significativamente com a transpiração, enquanto outros com a reação cardiovascular ou o fluxo sanguíneo periférico, sugerindo, como adequado, contarmos várias medições fisiológicas para verificar estados emocionais e desempenho.

A utilização destes parâmetros fisiológicos também passou a ser considerado nas pesquisas que buscam conhecer os fatores que interferem no rendimento dos desportistas.

### **3.3 A utilização de parâmetros fisiológicos em pesquisas para rendimento**

O pesquisador Laurent (2004) observou que os saques de tenistas que orientavam-se sobre um foco de atenção para quadra tornavam-se mais eficientes do que os orientados para a execução do movimento, e que uma pequena diminuição no ritmo cardíaco antecedia algumas boas jogadas. Em uma revisão de pesquisas desta natureza, apontam-nos alguns estudos que consideraram esta correlação entre a desaceleração dos batimentos cardíacos e melhores desempenhos em uma série de modalidades.

McCanne e Lyons (1990) pesquisaram a relação entre a frequência cardíaca (FC) e tarefas cognitivas usando testes da escala Wechsler de inteligência. Os resultados mostraram haver uma relação entre o desempenho cognitivo e a desaceleração das frequências cardíacas dos participantes naquelas tarefas. Resultados semelhantes foram encontrados em um estudo realizado por De Pascalis, Barry, e Sparita (1995), para o qual propuseram uma tarefa de reconhecimento de estímulos visuais e processamento de informações em situações de presença e ausência de estresse. Uma pesquisa proposta por Robazza, Bortoli e Nougier (1998), com arqueiras da seleção italiana de Tiro com Arco, também verificou a relação entre FC e performance. E, por fim, Radlo, Steinberg, Singer, Barba e Melnikov (2002), também constataram as mesmas evidências em seu estudo com arremesso de dardos.

A inclusão da avaliação de medidas fisiológicas como a da frequência cardíaca mostrou-se, portanto, um importante recurso, pois parece revelar outros fenômenos relacionados ao desempenho dos desportistas. Estas importantes revelações também chamam a atenção para a possibilidade de que possam existir ainda outras informações ou aspectos psicofisiológicos a serem revelados em suas correlações com desempenho.

### **3.3.1 Frequência Cardíaca (FC)**

Até o momento observamos que, com a evidência de que alguns fenômenos psicofisiológicos afetam o desempenho, naturalmente muitas pesquisas dedicaram-se a estudar esta questão (tópico 3.1.1). Surgiram, então, compreensões de como estes elementos (psicológicos e fisiológicos) se relacionavam e poderiam sugerir um nível máximo de rendimento (tópico 3.2). Para estas pesquisas foi necessária a inclusão de medidas fisiológicas para aferir sobre seus níveis na ‘receita’ do rendimento. A utilização de parâmetros como frequência cardíaca (FC) e a variabilidade da frequência cardíaca (VFC) (tópico 3.3), tornaram-se variáveis nas pesquisas com esta orientação. Veremos, neste capítulo, como FC e VFC tornam-se pertinentes parâmetros a serem considerados em pesquisas com a natureza com a qual pretendemos encaminhar.

Pode-se dizer que o motivo destes parâmetros apresentarem grande aceitação em estudos do gênero deva-se ao fato de que atualmente já exista um bom entendimento sobre suas expressões e variações enquanto relacionado com os processos, sobretudo, ansiogênicos. De maneira geral, estas situações produzem um aumento geral da ativação do organismo, a fim de que o indivíduo possa reagir.

Estas formas de reação que um indivíduo pode apresentar, ao ter interpretado uma situação como ameaçadora, são descritos por alguns autores como reações do tipo luta ou fuga (LIPP, 2000). Para tal, fazem-se necessárias algumas alterações fisiológicas, tais como elevação da pressão arterial, taquicardia, vasoconstrição na pele e nas vísceras e vasodilatação nos músculos estriados, hiperventilação e aumento da sudorese (BRANDÃO, 2004; MARGIS *et al.* 2003).

Segundo Margis *et al.* (2003), os sistemas neurais responsáveis por tais manifestações comportamentais e neurovegetativas de defesa ativa estariam na matéria cinzenta periaquedutal (MCP) dorsal e o hipotálamo medial. O hipotálamo, uma vez estimulado,

propicia a circulação do fator liberador de corticotrofina (CRF), vasopressina e outros neuropeptídeos reguladores. A liberação de CRF promove, entre outras, a secreção do hormônio adrenocorticotrófico (ACTH) na hipófise, o qual leva à liberação do cortisol pelas adrenais (eixo hipotálamo-hipófise-adrenal)

O Sistema Nervoso Autônomo (SNA) envolve-se neste processo sendo o meio que assegurará e regulará as alterações necessárias a preparação do organismo. Segundo Carlson (2002), o sistema nervoso autônomo é o responsável pela regulação dos músculos lisos, cardíaco e das glândulas, tendo, ainda, inervações com os órgãos do corpo. A constante regulação exercida pelo sistema nervoso sobre o funcionamento de diversos órgãos, sistemas e aparelhos que integram o organismo, é, segundo Junqueira Junior, L. F. (1998), essencial para que o mesmo tenha assegurado seu equilíbrio fisiológico interno e adequadamente exerça suas interações com o meio ambiente circundante. Para tanto, ele constitui-se de dois sistemas separados: o simpático e parassimpático. Estes sistemas exercem efeitos diferentes sobre os órgãos que inervam: o simpático estimula e aumenta os batimentos cardíacos, já o parassimpático diminuiria a frequência cardíaca, por exemplo. (Imagem 03 – Divisão do Sistema Autônomo).

IMAGEM 03 - Divisão do Sistema Autônomo

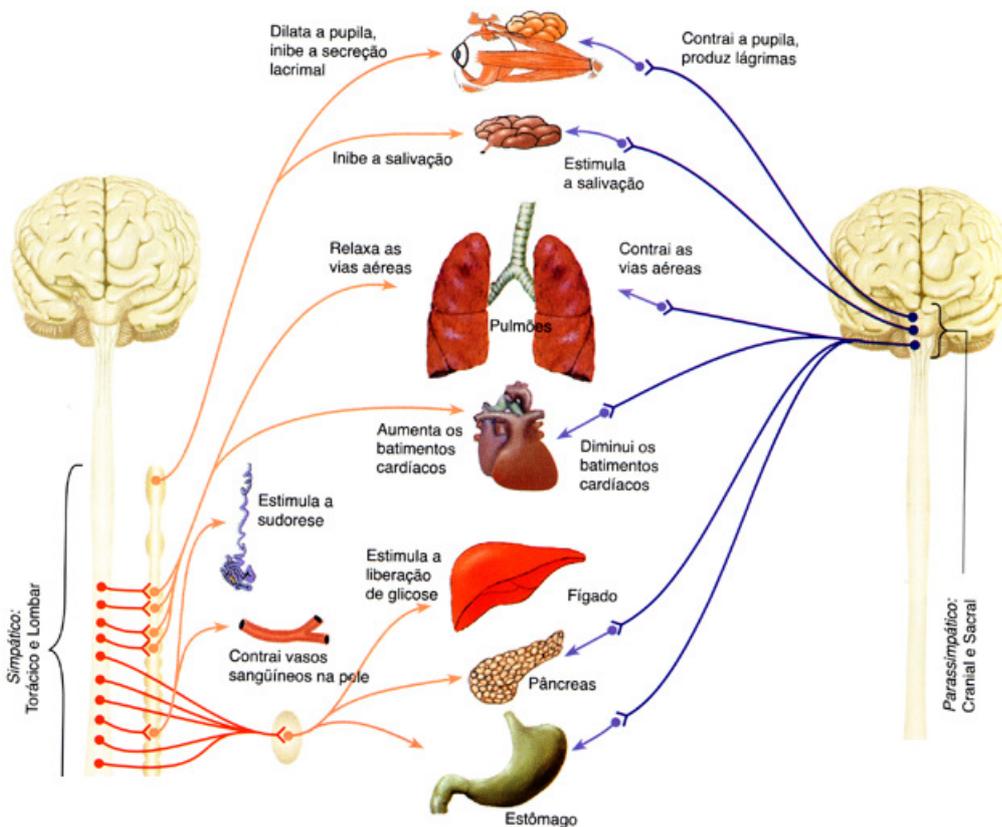


Imagem 03 (Adaptado de Carlson (2002), p.94).

Nesta figura selecionamos algumas inervações do sistema simpático e parassimpático (não são demonstradas, por exemplo, as inervações sacrais do sistema parassimpático), ilustrando como podem afetar fisiologicamente o organismo.

As alterações promovidas pela ativação de um ou outro sistema podem ser medidas, servindo como sinalizadoras da ativação e funcionamento deste sistema, inclusive como possíveis indicadores de ansiedade. Na literatura utiliza-se a mensuração destes parâmetros para inferir-se sobre ansiedade ou estresse (DISHMAN *et al.* 2000; ANDREASSI e FICHERA, 2000).

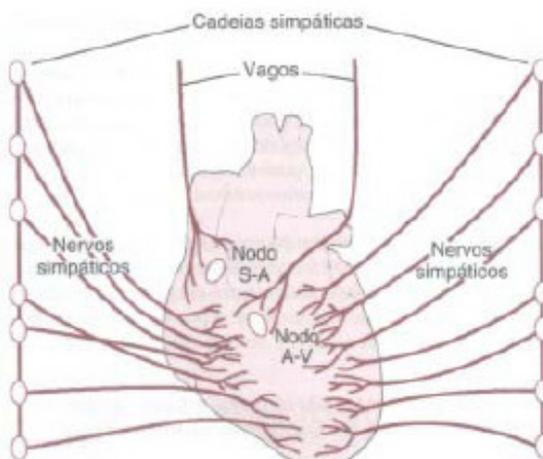
Dentre as possíveis reações fisiológicas frente a momentos ansiogênicos, encontra-se, como já citamos, a reação cardiovascular, que tende a elevar a frequência cardíaca nestes quadros (MURATA, 1999; CONNOR *et al.* 2000). No entanto, a frequência cardíaca pode variar por diferentes razões: fatores ansiogênicos, como vínhamos nos referindo, e também pelo esforço físico. A frequência cardíaca sofre influências biológicas de origem multifatorial, e pode-se dizer que os componentes aferentes e eferentes do sistema nervoso autônomo intervêm no funcionamento do coração, que responde, adaptando-se às condições fisiológicas (RIBEIRO, *et al* 2000).

Atendo-se mais especificamente ao coração, sabe-se que é innervado por fibras pós-ganglionares simpáticas dos gânglios cervical inferior e torácicos mais altos, e também por fibras pós-ganglionares parassimpáticas. A estimulação simpática cardíaca provoca taquicardia e também o aumento da força contrátil, enquanto a estimulação parassimpática tem efeito contrário, ou seja, bradicardia (COLUCCI; BRAUNWALD, 1999, Apud MOREIRA, 2006).

Percebe-se que este é um órgão que sofre constantes alterações em seus comportamentos cardiovasculares. Isso se deve à influência da atividade de fibras pós-ganglionares simpáticas dos gânglios cervical inferior e torácicos mais altos e também por fibras pós-ganglionares parassimpáticas, que terão, como uma das principais características, a modificação da frequência de seus batimentos (COLUCCI; BRAUNWALD, 1999, Apud MOREIRA, 2006). A multiplicidade dos sinais periféricos e centrais é integrada pelo sistema nervoso central que, por meio de estimulação ou da inibição do vago ou simpático, modula a resposta da frequência cardíaca (RIBEIRO, *et al* 2000). Ainda sobre como ocorrem as alterações dos comportamentos cardiovasculares, Nunes *et al*, (2007) oferece outras informações específicas. O autor cita que a estimulação simpática aumenta a força de contração cardíaca, aumentando assim o volume de sangue bombeado e a pressão de ejeção. Por outro lado, a estimulação vagal diminui a frequência cardíaca com moderada redução da

contração cardíaca, pois as fibras vagais estão distribuídas, principalmente mais para os átrios do que para os ventrículos, onde o poder de contração cardíaca ocorre. Essas alterações no débito cardíaco, provocadas pela estimulação nervosa, resultam de alterações na frequência cardíaca e na força contrátil do coração, devido às alterações na resposta à estimulação nervosa (NUNES *et al*, 2007)

IMAGEM 04 - Ineruações simpáticas e parassimpáticas do coração.



**Imagem 04 (GUYTON; HALL, 2002 apud NUNES *et al*, 2007, p 02)**

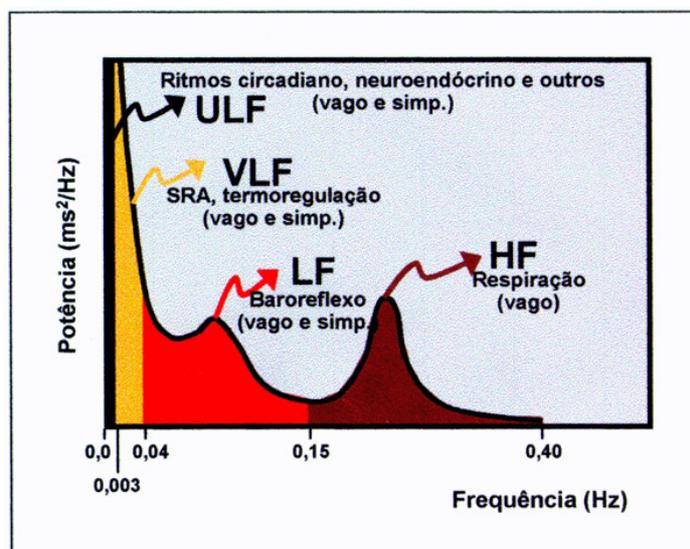
Sobre as alterações cardiovasculares por demanda da atividade física, Neto (1996) esclarece que a frequência cardíaca altera-se com o objetivo de aumento no fluxo sanguíneo de grupos musculares requisitados, na razão direta de uma demanda metabólica. Portanto, as variações na frequência cardíaca se correlacionam às alterações da intensidade de um exercício. Com isso, durante a prática de uma atividade física, pode ser difícil distinguir entre aquelas alterações na frequência cardíaca que correspondem às solicitações do trabalho físico daquelas outras psicológicas, psicofisiológicas, cognitivas, dos quadros de ansiedade. O estudo de jogos de xadrez, neste sentido, pode dar-se de forma facilitada, visto que não necessita de maior atividade física. No entanto, muitos pesquisadores da área do esporte se utilizaram deste parâmetro para suas pesquisas, como verificamos no tópico 3.3 deste referencial teórico. Isto também pode ocorrer pela facilidade que a aferição deste parâmetro oferta. Segundo Duarte (2001), a simplicidade, a operacionalidade, o acesso rápido aos resultados e o baixo custo fazem da monitoração da frequência cardíaca um precioso instrumento à disposição dos pesquisadores. Outro parâmetro fisiológico que também varia em situações de estresse, ansiedade e atividade cognitiva, por exemplo, é a variabilidade da frequência cardíaca.

### 3.2.2 Variabilidade da Frequência Cardíaca (VFC)

A variabilidade da frequência cardíaca diz sobre as variações do ritmo cardíaco de um indivíduo durante algum tempo. Para tanto, considera-se o intervalo de tempo, em milissegundos, entre cada batimento cardíaco daqueles que compõem o período a ser observado. Com estes dados é possível a análise da média do tempo entre os batimentos e a observação da alternância destes intervalos de tempo. Havendo grandes oscilações da extensão dos intervalos entre os batimentos, existirá maior variabilidade da frequência cardíaca para o período total de tempo que se esteja considerando. Quando ocorre pouca oscilação há pouca variabilidade, ou seja, o coração bate mais ritmadamente. Estas alterações ocorrem secundariamente à respiração, estresse físico, exercício, alterações hemodinâmicas e metabólicas, e são moduladas pelo sistema nervoso autônomo. De maneira geral pode-se dizer que o sistema simpático atua diminuindo a frequência cardíaca e aumentando a variabilidade da frequência cardíaca, enquanto o sistema parassimpático atua aumentando a frequência cardíaca e diminuindo a variabilidade da frequência cardíaca (RASSI JUNIOR, 2000).

Estas variações no ritmo cardíaco vêm sendo estudadas através de análises diferentes. A que considera o tempo (milissegundos) como fator fundamental ao cálculo do índice, é chamada, por este motivo (BARROS e BRITO, 1998), de análise pelo domínio do tempo. Outra forma de obtenção do índice da VFC utiliza-se dos dados temporais, que, através de equações como a de Transformação de Fourier, são convertidos em função da frequência com que ocorrem (SILVA; JANUÁRIO, 2005). Este tipo de análise propõe zonas de frequência onde pode haver maior ou menor amplitude. As divisões são: frequências muito baixas (FMB), de 0 a 0.04 Hz; baixas frequências (BF), 0.04 a 0.015 Hz e frequências altas (AF) (TASK FORCE, 1996). Estas divisões têm correlações com a atividade do sistema autônomo durante o tempo total da obtenção dos dados. Quando a atividade é predominantemente simpática, a faixa de frequências que corresponde ao AF apresenta maior índice. Quando o tônus do sistema parassimpático é maior, os índices de BF apresentam-se mais elevados (CARVALHO, *et al*, 2001).

IMAGEM 05 – Análise espectral da VFC.



Análise espectral da VFC: componentes, bandas, nervos eferentes e moduladores fisiológicos  
 Fonte: <http://www.cardios.com.br/Jornais/jornal-20/metodos%20diagnosticos.htm>

A verificação da VFC e o seu registro são possíveis por meio de equipamentos sensíveis à atividade elétrica do coração, como Eletrocardiograma e Holter, e também por meio de alguns freqüencímetros atuais que integram este recurso, por exemplo, as pesquisas de Fronchetti *et al* (2005) e Nakamura *et al* (2005) já utilizaram-se de freqüencímetros com esta tecnologia. Durante o funcionamento do coração, existem alterações das atividades elétricas em relação à contração e despolarização de átrios e ventrículos. Para cada assinatura energética decorrente do funcionamento cardíaco atribui-se uma letra alfabética Q, R, S, T na ordem com que são observadas pelo eletrocardiograma. É característico destas alterações enérgicas, quando observadas graficamente, um pico de energia muito superior aos demais. Desta forma, por seu destaque, a onda R tornou-se o ponto de referência para o início da contagem do tempo que perdura até o próximo pico do complexo QRS. A principal diferença entre o Eletrocardiograma e o freqüencímetro é que, enquanto o primeiro faz o registro de toda a atividade elétrica do coração, o segundo detecta apenas o sinal de maior amplitude o pico QRS. Mesmo assim, ambos os aparelhos podem ser utilizados para a verificação da VFC.

## IMAGEM 06 - Assinaturas energéticas das ondas cardíacas

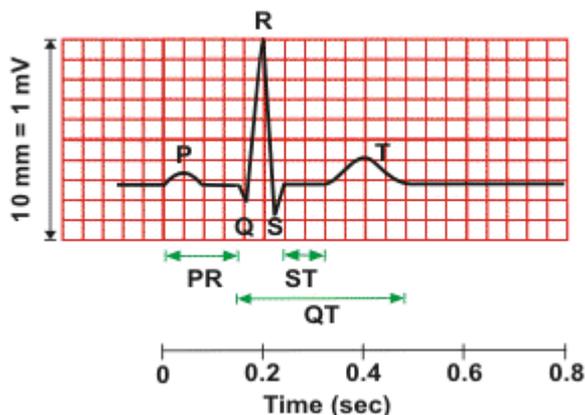


Imagem 06 (Klabunde, 2007 em <http://www.cvphysiology.com/Arrhythmias/A009.htm>)

Sobre a aplicabilidade destes recursos, Carvalho, *et al* (2001), relatam que o sinal de variabilidade da frequência cardíaca é atualmente usado como uma ferramenta para a avaliação do equilíbrio da atuação dos ramos simpático e parassimpático do sistema nervoso autônomo no controle da frequência cardíaca. A obtenção dos dados de VFC se dá de forma não evasiva, o que também pode ter favorecido a utilização destes parâmetros por profissionais da saúde (NUNES, RUBIRA, FRANCO, OSÓRIO, 2007; BARROS e BRITO, 1998). Na concepção de Ribeiro e Moraes Filho (2005), o conhecimento de que as flutuações da frequência cardíaca, batimento a batimento, refletem a interação do sistema nervoso simpático e parassimpático, veio oferecer uma janela para o estudo do sistema nervoso autônomo (SNA) a partir do estudo da variabilidade da frequência cardíaca.

Pesquisadores têm percebido que a VFC pode prestar informações sobre condições de nossa saúde. Segundo Nunes *et al*, 2007, pouca variabilidade, em situações que não sejam de tranquilidade e sono, não são desejadas. Grande variabilidade é um bom indicativo em situações de alguma atividade física e mental, reflete uma melhor saúde do sistema cardiovascular. Para compreensão de como isto ocorre, é interessante considerarmos o funcionamento do sistema nervoso autônomo e como interfere no comportamento cardíaco.

Nosso coração tem grande número de inervações simpáticas, necessitando que exista uma importante atividade deste tônus para alteração do comportamento cardíaco.

Já as inervações parassimpáticas são poucas, das quais as inervações do nervo vago são as mais importantes, inclusive, a ponto de alguns<sup>9</sup> autores se referirem ao sistema vagal

---

<sup>9</sup> Alguns autores como Ribeiro e Moraes Filho (2005) utilizam a expressão sistema vagal no sentido de sistema parassimpático

em vez de parassimpático. No entanto, o nervo vago tem importante localização e pode alterar a resposta cardíaca rapidamente.

Quando existe uma situação onde é necessária uma reação, automaticamente, nosso sistema simpático é mobilizado para preparar o organismo àquela condição. Em caso de um sujeito saudável, o sistema parassimpático também já estará preparado para agir tão imediatamente for possível. Estas intervenções do sistema simpático fazem com que o tempo entre os batimentos sofra um pequeno aumento, aumentando a variabilidade. No caso de um sujeito com quadro de estresse crônico, ou naquele estágio em que Lipp (2000) descreve como somatização, o sistema parassimpático já deve se encontrar desgastado e não responderá imediatamente. Não havendo estas pequenas intervenções, o comportamento cardíaco tende a tornar-se mais ritimado, com menor variabilidade. É por isto que, quando indivíduos com problemas cardíacos não apresentam maior variabilidade cardíaca do que a provocada pelo ritmo respiratório, podemos supor que estejam à eminência de um colapso cardíaco. As variações da frequência cardíaca provêm um padrão favorável de resposta no sistema nervoso autônomo. A sua ausência prediz problemas, em particular a ausência de variabilidade na baixa frequência, ou seja, atividade vagal para o coração revela um risco iminente de morte súbita. A literatura científica afirma que a banda de baixa frequência representa a atividade do sistema nervoso simpático, ao contrário da banda de alta frequência, que representa exclusivamente a atividade vagal para o coração no ritmo respiratório (KAREMAKER; LIE, 2000).

Ainda no campo da saúde, em questões ainda mais cotidianas aos psicólogos, também são encontrados estudos que consideraram a variabilidade da frequência cardíaca. A ansiedade, a depressão e o estresse mental demonstram intervenções na expressão da VFC, o que pode ser utilizado como um sinalizador para a possibilidade destes quadros psicológicos. Existem algumas evidências que indicam uma associação entre ansiedade e diminuição da taxa de variabilidade da frequência cardíaca (KAWACHI, SPARROW, VOKONAS, WEISS, 1994; OFERHAUS, 1980). Também foram encontradas alterações na faixa da alta frequência da VFC que apresentou diminuição sobre estresse mental (SLOAN, 2000; DISHMAN, *et al* 2000). Outras pesquisas indicaram que a depressão está associada com redução da VFC. (KARAVIDAS, *et al*, 2007; FRÁGUAS JÚNIOR, R. 2002; YERAGNI, *et al* 1994; LEHOFER, *et al* 1997; RECHLIN, WEIS, SPITZER, KASCHKA, 2000).

Explorando a relação entre VFC e atividades cognitivas, encontram-se autores como Schwarz, Schachinger, Adler e Goetz (2003); Tripathi, Mukunda e Mathew, (2003); Althaus *et al* (1998); Gohara *et al* (1996), que observaram que a VFC diminui quando desenvolvemos

estas tarefas. No entanto, não foi observada esta alteração durante o desenvolvimento da atividade, apenas em comparação ao estado de repouso. Neste artigo os autores ainda inferem o que pode estar relacionada a estas alterações cardiovasculares. Althaus *et al* (1998) sugerem que, durante atividade mental pode haver uma diminuição da VFC, em específico na AF pela retirada do sistema parassimpático ou pelo aumento do ritmo respiratório. Ocorrendo flutuações nos índices correspondentes à faixa de baixa frequência da VFC, Jorna (1992) e Mulder (1992), a partir de suas pesquisas, creditam o fato a uma baixa adaptação à demanda de uma atividade mental.

### **3.4 FC, VFC e a performance em tarefas executivas**

Como ainda descreveremos neste trabalho (tópico 3.4.1), o córtex frontal tem papel fundamental nas tarefas executivas, que compreendem o planejamento, leitura do ambiente, atenção sustentada, concentração, tomada de decisão, memória de trabalho entre outras funções cognitivas. Exploraremos nesta oportunidade outras informações, de como esta região do cérebro envolvessem com a FC ou a VFC.

Segundo Kubota *et al* (2001) é possível identificar momentos de concentração e atenção pela análise das ondas Theta da parte medial do córtex frontal. Estes pesquisadores observaram a correlação deste tipo de onda cerebral com o funcionamento do sistema autônomo. Utilizaram a análise espectral da VFC identificando, nos momentos em que as ondas Theta sinalizavam maior concentração, aumento do tônus simpático e também parassimpático durante a atividade de meditação, por exemplo.

Outros pesquisadores como Thayer e Brosschot (2005) investigaram a relação do córtex frontal por uma abordagem diferente. Não estudaram a repercussão de ativação desta área nos comportamentos cardíacos, mas sim o de sua desativação. Segundo os autores quando o córtex pré-frontal fica desligado por qualquer razão, a ação inibitória parassimpática retrai-se e uma relativa dominância simpática associada com a desinibição de circuitos defensivos é liberada, o que pode ser patogênico quando sustentado por longos períodos. Este estado é indicado por baixa VFC, que é marcada por pouca ativação parassimpática e hipoatividade pré-frontal.

Importantes tarefas a sobrevivência cotidiana no mundo envolvem funções cognitivas como memória de trabalho, atenção sustentada, inibição comportamental e flexibilidade mental geral. Estas tarefas estão todas associadas com a atividade cortical pré-frontal (THAYERA; BROSSCHOT, 2005). Déficits nestas funções cognitivas estão presentes em estados afetivos negativos como depressão e ansiedade. Neste sentido, como a ansiedade, depressão, estresse pós-traumático e esquizofrenia são associados com hipoatividade pré-frontal pode haver, nestes casos, déficits na memória de trabalho, função executiva e menor processamento efetivo de informações.

Dos resultados das pesquisas de Thayera e Brosschot, (2005), em relação a maiores índices de VFC, duas características importantes para o desempenho podem ser citadas. A VFC mostrou-se associada com melhores tempos de reação e precisão. O que, segundo os autores é compatível com a ligação entre mediação vagal, habilidade inibitória e função do lobo frontal em tarefas associadas com função executiva e, portanto, que requerem atividade pré-frontal. No estudo, sujeitos com baixa VFC tiveram piores resultados em termos de velocidade e precisão do que os de alta VFC.

Outras contribuições de pesquisadores que não fizeram a relação direta de FC e VFC com o córtex frontal, mas estudaram atividades executivas, mostram que pode haver tarefas desta natureza que não incitem maior reatividade cardiovascular para as quais as análises cardiológicas podem tornar-se imprecisas ou que por características específicas da atividade trazem dificuldades técnicas para as análises.

Vuksanovic e Gal (2007) pesquisaram o comportamento cardíaco na situação em que os participantes deveriam realizar atividades aritméticas expressando verbalmente os resultados. Encontraram aumento da frequência cardíaca durante a atividade, mas não na VFC. Os autores discutem que durante a fala ocorre a alternância do ritmo respiratório o que torna-se uma dificuldade a pesquisas neste formato.

Já os pesquisadores Ryu e Myung (2005) observaram que a VFC permitiu especificar as inferências sobre o trabalho cognitivo em tarefa de rastreamento, mas não sobre a tarefa aritmética. Segundo os autores da pesquisa muitos estudos mostraram que o aumento da atividade mental está tipicamente relacionado com a intensidade de ativação da faixa de BF da análise espectral da VFC.

Nos resultados da análise da VFC, encontrados pelos autores, houve clara correlação entre a dificuldade na tarefa de rastreamento e a VFC. Estes resultados apóiam o fato de um aumento da atividade mental estar relacionada com o aumento dos índices da BF pela análise espectral da VFC.

Na pesquisa destes autores a VFC não mostrou-se sensível ao possível estresse ocasionado para tarefas aritméticas. Segundo os autores existe, nos estudos da VFC, a idéia de que resoluções aritméticas não deva ser uma tarefa para estudos na expressão da VFC.

São numerosas as pesquisas que demonstram a existência de alterações cardíacas entre os momentos de repouso e durante a execução de uma tarefa cognitiva. De maneira geral pode-se dizer que neste caso a VFC diminui, pela análise do domínio do tempo. Quando consideramos a análise espectral, parece haver diminuição do índice de AF, que correspondem ao tônus do sistema parassimpático e aumento dos índices de BF que sugerem aumento do tônus simpático. São alguns exemplos de pesquisas que evidenciam estas relações as que descrevemos a seguir.

Hansen; Johnsen e Thayer (2003) tiveram como propósito do estudo investigar o efeito do tônus vagal na performance durante tarefas executivas e não executivas, usando testes de memória de trabalho e atenção sustentada. A reação as tarefas cognitivas foram investigadas usando FC e VFC. Foram registrados 5 minutos de nível de base da atividade cardíaca de 23 marinheiros e aplicados os testes. Foram então formados grupos de participantes que tinham apresentado no período de repouso alta VFC em um grupo e baixa VFC em outro grupo. Quando avaliado os resultados por esta divisão observou-se que o grupo de alta VFC mostrou melhores tempos de reação, maior número de respostas corretas e menos erros do que o grupo de baixa VFC, isto para os testes que demandavam funções executivas. Houve supressão da VFC e aumento da FC durante as atividades cognitivas comparadas com o estado de repouso. Segundo os autores, o estudo que realizaram demonstrou que alta VFC está associada com melhor performance envolvendo tarefas que exijam funções executivas.

Alguns autores também enfatizaram os resultados das tarefas além das alterações cardiovasculares que as acompanham. Quando adotamos esta perspectiva percebemos que pessoas que apresentavam, como característica intrínseca, maior variabilidade da frequência cardíaca apresentam maior desempenho em número de acertos, precisão e tempo de resolução de atividades. Em detalhes cita-se o estudo de Franks e Boutcher (2003) onde um grupo composto de 15 pessoas treinadas aerobicamente e um grupo de mesmo número de participantes, porém destreinados, foram estudados pelos pesquisadores. Os sujeitos destreinados comparados com os treinados apresentaram, de forma significativa, maiores números de erros durante o teste de *Stroop*. Os sujeitos treinados tiveram menor FC e maior atividade vagal em repouso. Os dois grupos tiveram significativo aumento da FC e também significativa diminuição da ativação vagal durante a atividade de *Stroop*

Outros pesquisadores investigaram pessoas sob níveis de estresse diferentes. Perceberam que quando o estresse é maior a variabilidade é menor, a BF maior, AF menor e o desempenho nas atividades cognitivas menores do que quando as pessoas encontram-se menos estressadas. Mais especificamente podemos tomar os estudos de Mullen; Hardy e Tattersall (2005). Neste estudo as mesmas pessoas passavam por situações diferentes que afetavam seu desempenho. Os participantes realizaram pequenas tacadas de golfe para colocar a bola no alvo. Realizavam tacadas sobre situações ambientais diferentes. Em condições que foram denominadas de alta ansiedade e baixa ansiedade. As tacadas de alta ansiedade se davam em condições ambientais sombrias. A análise espectral VFC foi utilizada para a observação do padrão de desconforto ocasionado pelos ambientes diferentes, e para que os pesquisadores assegurassem das diferenças de ansiedade que marcam as distintas situações. Os resultados indicaram que a performance foi prejudicada na situação de alta ansiedade. A análise espectral mostrou que houve aumento da AF nas tacadas em condições de baixa ansiedade.

A condição de baixa ansiedade produziu aumento da AF da VFC enquanto que na condição de maior ansiedade ocorreu diminuição dos níveis da AF da VFC. A análise da faixa de AF da VFC demonstrou resultados que refletem em parte a performance dos acertos de tacadas.

No entanto, a condição de estresse não parece ser constante por um período de tempo maior. Existe uma contínua leitura do ambiente, interpretações a cerca dele e movimentos fisiológicos a fim de assegurar a adaptação do organismo a estas condições. E, neste sentido, diminuem o número de pesquisadores que além de constatar estas alterações características dos momentos de atividade cognitiva, tenham observado, quando ocorre melhor ou pior desempenho durante a prática da tarefa cognitiva. É o que buscamos com a pesquisa que formulamos neste estudo.

### **3.4.1 Córtex pré-frontal e tomada de decisão**

Desde os frenologistas, muitos cientistas vêm tentando mapear a correspondência entre funções cognitivas e regiões cerebrais. Sobre a tomada de decisão, por exemplo, pode-se classificá-la como uma função executiva, típica do córtex pré-frontal. Segundo Goldberg e

Podell (1999), o córtex pré-frontal tem papel central na formação de planos, na habilidade de organização para guiar o comportamento por metas e objetivos internamente gerados. Assim, o córtex pré-frontal estaria na condição de sede da intencionalidade, previsão e planejamento (FRITH e FRITH 1999; GOLDBERG, 2002; FUSTER; BODNER e KROGER, 2000).

Alguns autores como Miller e Cohen (2001) e Goldberg (2002), assemelham as funções do córtex pré-frontal com as de um diretor de uma orquestra, conduzindo e integrando vários sons em uma sinfonia. De fato o córtex pré-frontal demonstra ter grande conectividade com outras regiões do cérebro (RAJKOWSKA e GOLDMAN-RAKIC, 1995; ANDERSON *et al* 1999; GOLDBERG, 2002). A tomada de decisão considerará, portanto, as relações com a memória, atenção, emoção, entre todas aquelas funções que podem intervir no desempenho do enxadrista.

Outra importante questão a se considerar sobre o córtex pré-frontal é a diminuição de seu fluxo sanguíneo frente a situações de estresse, o que demonstraram os pesquisadores Simpson, Drevets, Snyder, Gusnard, e Raichle (2001). Por esta região ser o substrato físico da tomada de decisão, deduzimos que esta possa ser afetada em situações de ansiedade. Os estudos evidenciaram dificuldades no processamento de informações e déficit de desempenho cognitivo.

### **3.5 Xadrez e a Tomada de Decisão**

A Tomada de Decisão não parece de consensual conceituação entre os teóricos de psicologia, pois em suas definições acabam diferindo nos elementos que a caracterizariam. É interessante que as teorias clássicas que abordaram a questão e formularam as primeiras concepções acerca do fenômeno, segundo Sternberg (2000), não envolveram psicólogos, mas sim economistas, estatísticos e filósofos. Talvez este fato tenha dificultado a visualização mais precisa do fenômeno pela psicologia, em meio a estes outros conceitos. Em um artigo de revisão de importantes pesquisas do campo das neurociências, Ernest e Paulus (2005), definem a tomada de decisão como o processo de formar uma preferência, selecionar e executar uma ação e avaliar os resultados. Em outras concepções, por exemplo, a idéia de avaliação dos resultados não aparece. Mas, discorreremos a seguir da concepção com que referenciaremos a tomada de decisão, a medida que a localizamos no contexto do xadrez.

Ao jogarmos uma partida de xadrez, é necessário estarmos antecipando os possíveis lances do adversário. No estudo de Silva (2004), que analisava as justificativas de enxadristas aos seus movimentos, podemos observar isso. Um exemplo de uma fala como a dos jogadores do estudo que citamos pode ser: “eu movimentei o Cavalo porque previ que ele movimentaria a Rainha, e na posição que o meu Cavalo estava, não poderia proteger o Rei”. Podemos inferir, a partir deste exemplo, a ocorrência de manipulação mental das várias informações do arranjo das peças no tabuleiro, de raciocínio dedutivo e tomada de decisão. Segundo Matlin (2004), o raciocínio dedutivo e tomada de decisão estão claramente relacionados, mas se distinguem quanto a algumas características. Observaremos rapidamente esses conceitos contextualizando a pertinência em abordarmos um em detrimento do outro, visto os objetivos de se investigar como alguns aspectos psicofisiológicos manifestam-se durante estas tarefas.

Segundo Matlin (2004), no raciocínio dedutivo temos algumas premissas específicas que podem ser verdadeiras ou falsas, onde a lógica formal especifica as regras a serem utilizadas neste processo para que se chegue a uma conclusão. Ao pensarmos no xadrez, as jogadas orientadas por esta tarefa talvez fossem as ideais. Mas como veremos, o processo totalmente racional durante uma jogada de xadrez não parece viável, visto a complexidade do jogo, do número de possibilidades a serem consideradas e a pressão do tempo, presente em muitas das modalidades do jogo. Uma resposta inequívoca pode ser, então, difícil ao enxadrista. Reduzindo muitas jogadas logicamente, podem restar ainda algumas opções ambíguas, porque dependem de um número muito grande de suposições, das possíveis jogadas do adversário.

Na tomada de decisão, Matlin (2004) comenta que estão em jogo o julgamento e a escolha entre diversas alternativas que parecem, justamente, mais ambíguas; caso daquelas situações em que, exemplifica o autor, pode estar faltando grande parte das informações. Goldberg (2002) demonstrou, em seus estudos, que a região cerebral que subsidia a tomada de decisão e o raciocínio, é muito mais requisitada quando as opções nos parecem ambíguas. Com essa informação e a descrição de tomada de decisão de Matlin (2004), suscita-nos que a tomada de decisão possa estar de maneira mais envolvida com manifestações ansiogênicas do que o raciocínio dedutivo. Ao se fazer uma decisão sem a certeza de que foi a melhor, considera-se a possibilidade de erro, e, com isso, cresce a expectativa quanto a jogada do adversário. Nesse sentido, o que tange a tomada de decisão nos acontecimentos que decorrem até a efetivação de uma jogada é particularmente interessante.

Outro benefício para utilização deste termo é sua melhor representatividade em termos concretos. No xadrez, considera-se decidida a opção de movimentar uma peça quando esta é

tocada e a jogada concluída quando a peça é liberada. Segundo Matlin (2004), de maneira geral, as pesquisas sobre tomada de decisão examinam situações realistas concretas, e menos as situações abstratas, tão empregadas nas pesquisas sobre raciocínio dedutivo.

Sobre o desenvolvimento das formas de compreensão da tomada de decisão, inicialmente (na época em que se postulou as teorias “clássicas”) pensava-se que as decisões poderiam dar-se de maneira totalmente racional. Segundo Sternberg (2000), acreditava-se que as pessoas seriam capazes de avaliar a diferença entre possíveis resultados, não importando o quão sutis poderiam ser as diferenças entre as opções.

Outro modelo proposto em seqüência, considerou, segundo o mesmo autor, a utilidade esperada subjetiva da escolha. Assim, as pessoas poderiam diferir quanto ao que lhes seria um resultado positivo ou negativo. Mas se conhecêssemos qual seria a utilidade esperada de uma pessoa para uma escolha, poder-se-ia, ainda, definir racionalmente a escolha. Isto seria possível, tendo a concepção de que o homem sempre se orientaria buscando o prazer e evitando a dor.

Mas logo muitos pesquisadores começaram a contestar a noção de racionalidade ilimitada. Damásio (1996) afirma que contar exclusivamente com a racionalidade para muitos contextos práticos tende a não funcionar. Na melhor das hipóteses, a decisão demoraria um tempo enorme, muito superior ao aceitável. O autor cita que nossa atenção e memória de trabalho possuem uma capacidade limitada, e, se uma mente dispusesse apenas do cálculo racional, acabaria cometendo erros ou desistindo de escolher.

Para o Xadrez, em específico, segundo Saariluoma (apud SANTOS, 2004), a complexidade gerada a partir da possibilidade de movimentação das peças é de tal ordem que o enxadrista não é capaz de calcular todas as variações. No entanto, muitos jogadores têm apresentado bom desempenho frente aos mais poderosos computadores, apresentando jogos elaborados, de jogadas precisas. Como então, em um jogo que requer a consideração de tantas variáveis pode ser tão bem executado por algumas pessoas, visto as limitações da mente, inclusive quanto à tomada de decisão racional? (DIETRICH 2003, SIBLEY e ETNIER, 2004, DAMÁSIO, 1996, STERNBERG 2000).

Uma das explicações que certamente poderia nos ocorrer, para a situação proposta anteriormente, seria a possibilidade de os grandes enxadristas terem uma inteligência e memória fora do comum. No entanto, Didierjean, Ferrari e Marmeche (2005), argumentam que pesquisas conduzidas com imageamento cerebral não têm revelado diferenças significativas na atividade do cérebro de especialistas e novatos. Esses pesquisadores investigaram, então, alguns aspectos da memória destes jogadores. Foi observado que ambos

respeitavam os limites de elementos para a memória de trabalho de 7 mais ou menos 2, mas enquanto os iniciantes consideravam uma peça como elemento de memória de trabalho, os experientes reuniam um grupo de peças, pois estas costumariam ter certos arranjos específicos para os jogos. Então, consideravam o arranjo como um elemento, e, a este fenômeno, psicólogos cognitivistas têm se referido como agrupamento em *chunks*.

De outras formas, existem muitos outros fenômenos que podem auxiliar-nos nas tomadas de decisão; apresentaremos, entre eles, a hipótese do marcador somático e, em seqüência, a questão da experiência na prática de uma modalidade.

Damásio (1996) sugere que um possível facilitador de tomadas de decisão pode ser a gama de fenômenos fisiológicos que tendem a ocorrer nestes momentos. Segundo a sua hipótese do Marcador Fisiológico, quando nos surge uma sensação visceral desagradável em uma situação de escolha, isto faria convergir nossa atenção para o resultado negativo a que a ação pode conduzir, o que atuaria como um sinal de alarme automático. O sinal automático pode fazer com que você rejeite imediatamente o rumo de ação negativo, levando-o a escolher alternativas. Segundo o autor, a análise de custos/benefícios e a capacidade dedutiva adequada ainda teriam seu lugar, mas só depois desse processo automático reduzir drasticamente o número de opções. Este processo está ligado à aprendizagem e pode aumentar a precisão e a eficiência da tomada de decisão (CRONE, SOMSEN, VAN BEEK e VAN DEREM MOLER, 2004).

Através de algumas pesquisas realizadas no contexto desportivo, podemos perceber um outro possível contribuinte para boas tomadas de decisão: o fator experiência. Jogadores com mais tempo de prática em suas atividades e que atingiram um maior nível de habilidade, parecem, dentre os estudos que tomamos conhecimento, demonstrar regularmente melhor desempenho em tomada de decisão.

Em um estudo de McMorris e Graydon (1996), realizado com jogadores de futebol separados em dois grupos, um com 10 atletas experientes e um com 10 inexperientes, que foram testados enquanto exercitavam-se na taxa de trabalho cardíaco máximo, a 70% da FC Max, e em repouso. *Slides* de situações de jogo foram apresentados onde era necessário escolher o melhor comportamento em relação à situação. Eram possíveis as seguintes escolhas: chutar, driblar e passar. As escolhas foram avaliadas quanto à precisão e tempo de reação. O grupo experiente teve melhor desempenho nas tomadas de decisão, principalmente para a situação de 70% da FC Max.

Outra pesquisa, de Araújo, Davids e Serpa (2004), com velejadores, avaliou as tomadas de decisão para uma prova simulada em computador. Os participantes foram

divididos em três grupos, conforme suas habilidades no esporte. Os indivíduos classificados como mais habilidosos obtiveram melhores tomadas de decisão.

Resultados semelhantes também foram encontrados por Radlo, Janelli, Barba e Frehlich (2001). Neste estudo, jogadores de baseball julgaram, através da observação de *slides* com lançamento de bolas, se estas seriam rápidas ou curvas. Foram avaliados pela precisão da resposta, tempo de reação e atividade eletrocortical da região P300. Jogadores de nível intermediário apresentaram resultados significativamente inferiores em relação aos atletas de nível avançado.

## 4 MÉTODO

### 4.1 Caracterização

O fenômeno que se busca compreender com esta pesquisa constitui-se de elementos que localizam-se na intersecção de áreas distintas, tais como, Psicologia, Educação Física e Fisiologia. No entanto, não procura discutir amplamente o tema da Psicologia Cognitiva e da Fisiologia. Dentro destas áreas esta pesquisa se deterá ao estudo de alguns de seus elementos como o comportamento cardiovascular e a tomada de decisão durante uma partida de xadrez.

Ainda de forma mais pontual, este estudo investiga se a frequência cardíaca e a variabilidade da frequência cardíaca podem ser, de alguma forma, sinalizadores para a qualidade da tomada de decisão. Desta forma, pode-se considerar que a pesquisa em questão assemelha-se a proposta de estudo de caso exploratório/descritivo. Segundo Bruyne, Herman e Schoutheete (1991), este tipo de pesquisa busca o delineamento de novas abordagens para objetos pouco conhecidos e a compreensão de uma instância específica.

Destaca-se que o trabalho baseou-se, fundamentalmente, nas jogadas realizadas pelo enxadrista participante. Com o registro da atividade cardiovascular em cada jogada, foi analisado quais informações cada intervalo de tempo pode oferecer. Neste sentido, os sujeitos de análise tornam-se cada um destes segmentos de atividade cardíaca e gera-se um “n” considerável, comparável a pesquisas com propostas semelhantes. Assim, este estudo contou com 61 objetos de análise.

Trata-se de uma pesquisa correlacional que procurou identificar regularidades entre: a) a qualidade das tomadas de decisão para a escolha de jogadas no xadrez; b) valores da frequência cardíaca, e c) variabilidade da frequência cardíaca em cada tomada de decisão, representada pela escolha efetiva de cada uma jogada. Buscou-se assim estabelecer uma relação entre estas medidas de forma quantitativa.

Segundo Gil (2000), o que se obtém nesta modalidade de delineamento é a constatação da existência de relação entre variáveis através de demonstrações estatísticas.

Para este estudo foram variáveis (que se aproximam da concepção de variável dependente dos estudos experimentais) a qualidade em cada tomada de decisão, para isto o enxadrista realizou uma auto-avaliação de cada jogada que efetuou, e também foi utilizado o

*Software Fritz*, versão 09, para uma segunda avaliação. As demais variáveis referem-se a dados obtidos através do registro das características do comportamento cardiovascular que foram estipulados pelo *HRV Analysis Software versão 1.1*.

Aproximam-se do conceito de variáveis dependentes dos estudos experimentais: média do intervalos R-R, desvio padrão de R-R, média da FC, desvio padrão da FC, RMSSD, frequência pico BF, frequência pico de AF, BF *power* em unidades normalizadas (%), AF *power* em unidades normalizadas (%), e razão BF/AF. É interessante a utilização dos vários índices possíveis, pois não sabemos qual pode ser um sinalizador melhor para as situações que propomos com esta pesquisa, e também porque, como citam Ribeiro e Moraes Filho (2005), índices de variabilidade da frequência cardíaca no domínio da frequência e no domínio do tempo apresentam características distintas do sistema nervoso autônomo em condições fisiológicas e patológicas. Sendo os índices do domínio da frequência, por exemplo, capazes de informar que ramo do sistema simpático está sendo o principal fator para expressão de determinada condição cardíaca.

No controle das variáveis intervenientes foi considerada a alimentação do dia anterior ao teste, que não incluiu bebidas alcoólicas ou a base de cafeína; o tempo e qualidade do sono dos participantes; controle da luminosidade e temperatura do ambiente e a ingestão de drogas beta-bloqueadoras, que demonstram relação com a atividade cardíaca (REIMÃO e INOCENTE, 2002; BARROS e BRITO, 1998). Sobre a ação dos fármacos, em específico, Barros e Brito (1998) relatam que os dados sobre a relação entre drogas anti-arrítmicas (quinidina, amiodarona, propafenona, etc.) e a VFC são escassos. Já os relatos em geral sobre o uso de B-bloqueador mostram efeitos mais consistentes sobre a expressão da VFC. Outras interveniências de características particulares do funcionamento fisiológico, como atividade metabólica, níveis e ciclos de circulação hormonal e condicionamento físico, que também interferem significativamente nas expressões cardiovasculares (NEVES *et al*, 2006; RIBEIRO e MORAES FILHO, 2005), são de grande dificuldade de controle. Sobre o condicionamento físico, Ribeiro e Moraes Filho explicam que, além de seu efeito agudo, a prática regular de exercícios é capaz de influenciar o SNA simpático e parassimpático a longo prazo. Atletas condicionados aerobicamente apresentam frequência cardíaca mais baixa em repouso e também durante o exercício. Esse fato pode ser atribuído, segundo os autores, à redução da frequência cardíaca intrínseca, o aumento do tono parassimpático e à diminuição do tono simpático.

O estudo de um caso elimina os problemas apresentados e é adequado à intenção desta pesquisa. Este estudo teve como proposta explorar, entre diferentes características e formas de

visualizá-las, quais, e se realmente poderiam, ser usadas para identificarmos uma condição de alto desempenho. A possível interveniência do fator experiência do participante também passa a não ter efeito com seleção de um participante.

A frequência cardíaca e variabilidade da frequência cardíaca poderiam apresentar diferentes relações com a precisão das tomadas de decisão. Poderia não haver nenhuma regularidade nas suas variações para as situações de tomada decisão, neste caso não havendo uma correlação; ou acontecer o oposto, havendo correlações positivas ou negativas. Seria um exemplo de correlação positiva o fato de quando a taxa de trabalho cardíaco eleva-se, a tomada de decisão que coincide com aquele momento também se tornasse mais precisa. O método aqui utilizado foi observado como o mais adequado à busca destes esclarecimentos.

## 4.2 Participante

Devido à especificidade do estudo, o participante foi escolhido de forma intencional e conveniente. Foi escolhido um enxadrista do sexo masculino, universitário, com idade de 25 anos.

Pesquisadores demonstraram que variabilidade da frequência cardíaca pode sofrer alterações em função dos níveis hormonais (SHARPLEY *et al*, 2000), e, em grande número, é realizado com estudantes. Com isto, a maioria dos dados que dispomos para comparações advém desta população. Como visávamos trazer contribuições aos esportistas de alto rendimento, procurou-se por um jogador neste nível. Para isto, foi observada a classificação no *Rating* da confederação, onde considera-se que o jogador “*expert*” deva possuir entre 800 e 2000 pontos, o que é o caso do participante desta pesquisa. Os enxadristas podem ser classificados em níveis de habilidade através deste sistema de classificação, que é adotado mundialmente. Assim, experimentos feitos em qualquer país podem ser comparados com maior precisão (SILVA, 2004). O participante teve a indicação do então professor da disciplina de Xadrez na UFSC e coordenador dos principais eventos na Universidade.

Para tanto, o candidato em vista manifestou interesse em participar de uma competição contra o programa de computador *Software Fritz*, a ser organizada pelo Laboratório de Neurociência do Esporte e Exercício - LANESPE (Apêndice 02), estando livre e esclarecido quanto à pesquisa que foi realizada nos momentos de competição, tendo, também, consentido em sua participação (Apêndice 01).

### 4.3 Instrumentos

#### Monitor de frequências cardíacas (Anexo 01 – Foto monitor FC Polar S810i)

Para o monitoramento das frequências cardíacas do enxadrista durante suas jogadas, utilizamos 01 monitor de frequência cardíaca da marca Polar® modelo S810i. Pesquisas como as de Aguiar, Fronchetti, Aguiar e Lima (2005) também utilizaram o cardiofrequencímetro Polar®, modelo S810i para o registro dos intervalos R-R de seus participantes. O monitor compõe-se em uma cinta torácica: cinta elástica cuja parte interna contém eletrodos sensíveis aos sinais elétricos produzidos pelo coração; unidade transmissora: parte da cinta torácica responsável por transmitir os dados de frequência cardíaca para o monitor de pulso; monitor de pulso: parecido com um relógio, funcionando como receptor dos sinais e pode reenviar o sinal recebido para uma interface receptora. O monitor a que nos referimos armazena as informações do usuário em uma memória de onde pode ser repassado ao computador ou registrado em tempo real, *on-line*. Foi utilizada a transmissão *on-line* dos dados, não havendo, assim, preocupação com o limite de armazenamento dos dados que ocorreram no disco rígido do computador do laboratório.

#### Software Fritz (Anexo 02 - Imagem do *Software Fritz* para competição de xadrez)

O programa Fritz foi desenvolvido pela empresa alemã *ChessBase*, e atualmente encontra-se na versão 9. Segundo Silva (2004), é o *software* disponível comercialmente mais desafiante para se jogar e analisar partidas de Xadrez, sendo o favorito entre os profissionais. Uma característica importante do Fritz é que há uma ferramenta de análise que possibilita examinar uma posição ou partida, oferecendo uma imagem clara dos erros cometidos, além de calcular o tempo gasto em cada jogada. Cada partida foi submetida a dois tipos de análises: a Análise Completa e a Comprovação de Descuidos, que indicaram os mesmos valores. O *software* atribuiu pela análise de seu banco de dados, cálculo dos valores, posições das peças em jogo e valores das jogadas, que permitiu qualificá-las quanto sua precisão. As jogadas são classificadas positivamente e negativamente, em valores proporcionais ao tamanho da vantagem ou desvantagem proporcionada ao jogador com a efetivação do lance em questão.

#### Ficha de dados (Apêndice 03)

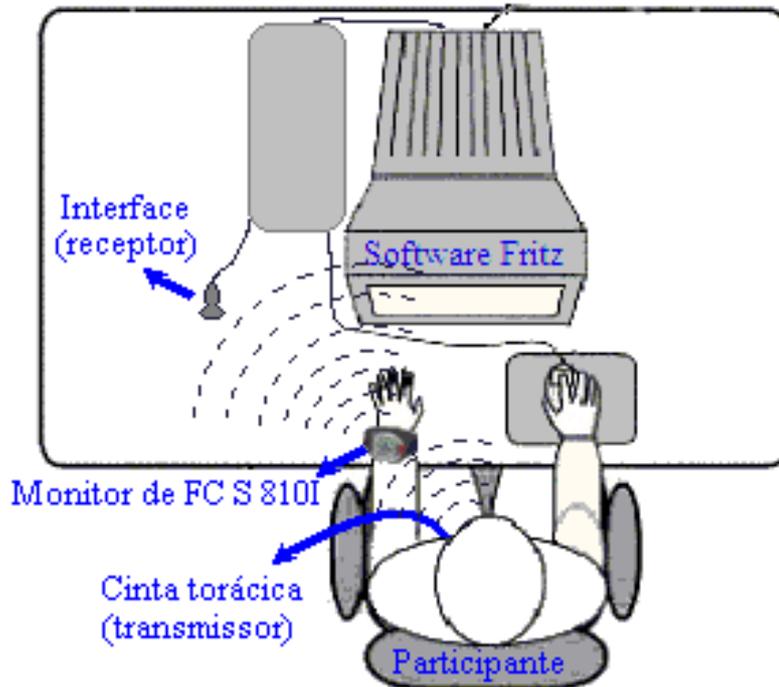
Esta ficha foi utilizada para agruparmos os dados, relevantes à pesquisa, de cada jogada do participante. Nela estão contidos os dados que foram requisitos para o controle de variáveis intervenientes e a possibilidade de descarte dos dados afetados. Com o instrumento observou-se, a cada minuto, a temperatura do laboratório e o acontecimento de eventos ruidosos. Este instrumento esteve em mãos do pesquisador que acompanhou o experimento, sendo preenchido por este, durante os procedimentos. Este instrumento serviu-nos, ainda, para registro das respostas cardiovasculares ao longo da partida de xadrez, o tempo despendido para a realização de cada jogada e ainda a precisão de cada jogada. Estes procedimentos foram realizados como medida de segurança, visto que cada um dos outros instrumentos citados, utilizados nesta pesquisa, são capazes de armazenar em memória os dados.

#### **4.4 Procedimentos para a coleta dos dados**

Na semana anterior ao início das intervenções experimentais, o participante selecionado foi levado ao LANESPE, que se encontrava climatizado para temperaturas entre 24 e 26°C e bem iluminado por luzes artificiais, para que fosse mantido o padrão de luminosidade. Nesta ocasião, o participante ambientou-se ao local, aos equipamentos que compõe o monitor de frequência cardíaca e à forma de interação com o *software* Fritz. Na oportunidade, foi ainda informado ao participante que este deveria evitar, no dia anterior a realização da competição/experimento: exercitar-se, tomar bebidas estimulantes como café ou energéticos e bebidas alcoólicas, e procurar dormir bem.

Os experimentos foram realizados no horário em que o jogador estava habituado a desempenhar atividades cognitivas ou mesmo de realizar partidas de xadrez. No dia do experimento, um computador estava preparado no laboratório para receber o enxadrista. Foi fixada a cinta torácica do monitor de frequência cardíaca, conforme os manuais dos equipamentos.

IMAGEM 07 – Situação para o registro dos dados



A imagem demonstra como estava organizada a situação para a qual registrou-se as respostas psicofisiológicas e a precisão da tomada de decisão para cada jogada do enxadrista participante.

O jogador sentou-se em uma poltrona confortável e estabeleceu diálogo com o pesquisador, até este identificar que o participante não aparentava ansiedade. Neste momento procedeu-se a orientação de que o enxadrista procurasse ficar o mais relaxado possível, fechasse os olhos e assim permanecesse durante cinco minutos, e que seria avisado logo que o tempo terminasse. Durante este momento foram registrados os dados que serviram como indicadores para estado de repouso, linha de base. Após este momento, quando o participante voltou-se frente ao computador, lhe foram informados os procedimentos específicos pelos quais devia agir em concordância para a realização do experimento. Lembramos que o participante já teve conhecimento anterior dos propósitos da pesquisa e no que implicaria sua participação, inclusive quando concordou em participar assinando o termo de consentimento livre e esclarecido. Então, no momento anterior à realização do experimento, foi comunicado ao jogador que deveria realizar duas partidas de xadrez contra o programa Fritz, que estava configurado para o mais alto grau de dificuldade, na modalidade de xadrez rápido, para a qual existe a restrição de que jogo seja encerrado em 30 minutos (o jogador era familiarizado às regras e modalidades de jogos). Solicitou-se que o jogador fizesse suas jogadas, tentando

realizar sempre a melhor possível. O enxadrista realizou duas partidas, tendo iniciado a primeira partida com as peças brancas, e na segunda ocasião jogou com as pretas.

#### **4.5 Procedimentos para análise dos dados:**

Os registros feitos pelo freqüencímetro puderam ser acessados através do *software Polar Precision Performance* e exportados em três arquivos (repouso, jogo 01 e jogo 02), com a possibilidade de serem importados pelo *HRV Analysis Software*. Esta compatibilidade foi total, pois a empresa que desenvolveu o *HRV Analysis* utilizou-se, justamente, de amostras geradas a partir de freqüencímetros da marca Polar® (NISKANEN *et al* 2002).

A ficha de dados (apêndice 03) prestou fundamental auxílio inicial, possibilitando a organização dos dados do participante para cada um dos jogos e a organização dos dados gerados pelo *HRV Analysis Software*. Servimo-nos do pacote estatístico *Statistical Package for Social Sciences* (SPSS), versão 08, para os testes correlacionais, utilizando-nos daqueles testes para medidas não paramétricas em conformidade à natureza de nossos dados coletados, freqüência cardíaca e variabilidade da freqüência cardíaca.

No banco de dados, considerou-se cada jogada como um sujeito de estudo, a fim de possibilitar comparações entre diferentes movimentações e seus correlatos. Sendo assim, contou-se com 61 jogadas (n=61).

Os dados foram analisados por meio de estatística descritiva e inferencial. Na primeira etapa, foram apresentados os resultados gerais das jogadas e dos dados de freqüência e variabilidade cardíaca, incluindo medidas de tendência central e variabilidade. Nessa etapa, as variáveis contínuas foram testadas em relação à normalidade de distribuição (valores de assimetria, curtose e teste de *kolmogorov-smirnov*). Como algumas variáveis apresentam desvios significativos de normalidade ( $p < 0,05$ ), os dados foram correlacionados por meio de *Spearman's rho* ou correlação parcial.

Para comparar a qualidade das jogadas (vantajosas e desvantajosas), utilizou-se teste t independente, pois as variáveis referentes à freqüência e variabilidade cardíaca apresentaram distribuição normal. O intervalo de confiança adotado foi de 95%, sendo o nível de alfa ajustado em  $p < 0,05$ .

#### **4.6 Procedimentos éticos**

Conduzimos esta pesquisa sobre claros parâmetros éticos, e para isto os procedimentos estão de acordo com a resolução 196/96 do Conselho Nacional de Saúde, que exige a anuência por escrito dos sujeitos da pesquisa ou seu representante legal, mediante explicação completa e pormenorizada da natureza da pesquisa e dos possíveis incômodos ou benefícios que podem ocorrer em decorrência da pesquisa.

## 5 RESULTADOS

Inicialmente apresentaremos os dados gerais obtidos a partir do processamento do *HRV Analysis Software v1.1* sobre os registros da atividade cardíaca do enxadrista participante da pesquisa. As análises demonstradas referem-se ao período total de registro para a situação de repouso, durante a primeira e a segunda partida.

Apresentaremos os dados, da forma<sup>10</sup> como são gerados pelo *software*, pois assim nos é permitida uma visualização facilitada e integradora dos dados. Pela presença de gráficos e tabelas, torna-se mais claro o entendimento de como a FC e VFC expressaram-se em cada condição.

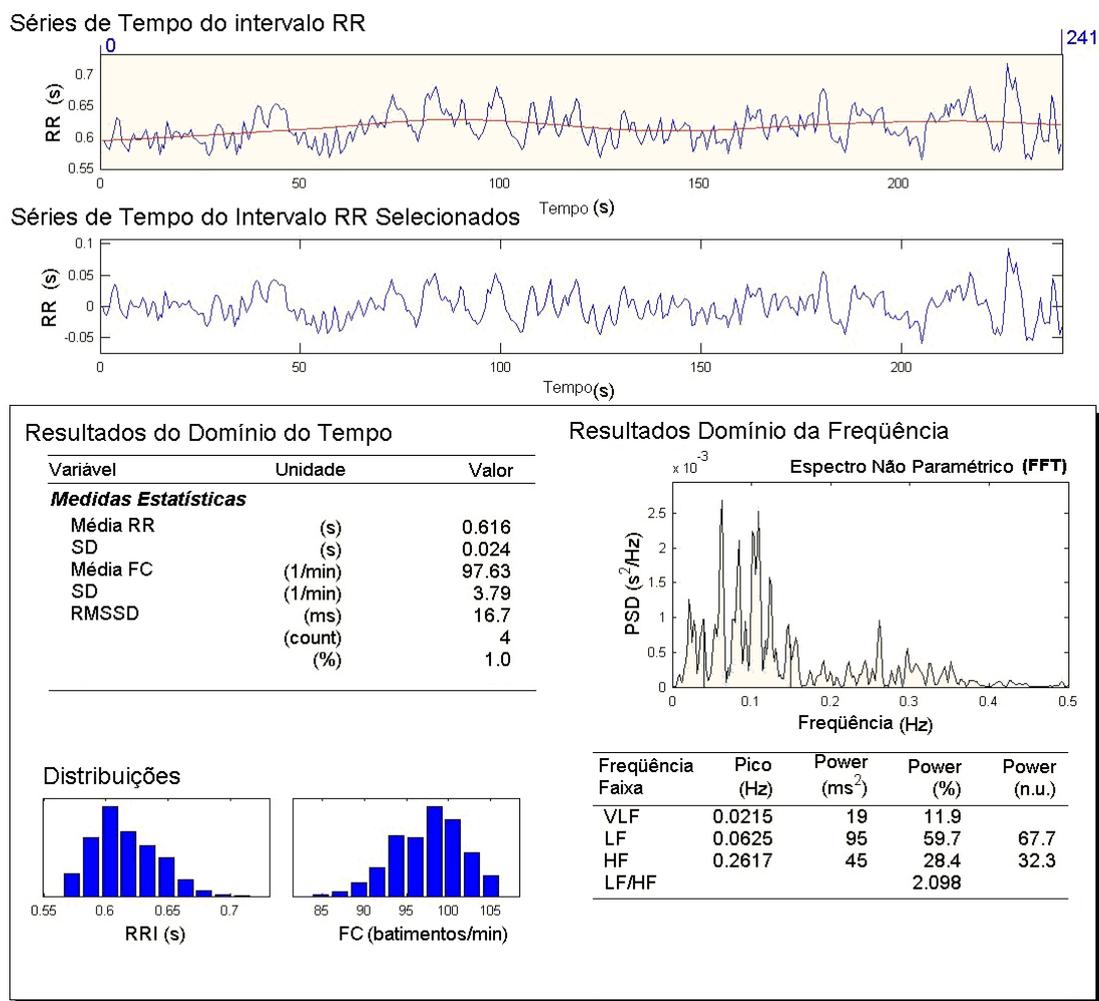
Após a visualização geral dos dados correspondentes ao total do tempo de registro cardiovascular e as primeiras observações, são apresentados os dados de forma detalhada. A visualização da análise dos dados referentes aos tempos segmentados de cada jogada pode ser feita através da consulta dos apêndices (apêndice 04), pois tratam-se de 61 folhas geradas pelo *software* de análise o que poderia tornar-se cansativo ao leitor em meio ao texto, na imagens geradas pelo software estão as informações relacionadas a média da frequência cardíaca durante o tempo da jogada, desvio padrão da FC, índices da análise da VFC do total de tempo de cada jogada pela análise do domínio do tempo e espectral. Prestigiando o leitor que possa ter interesse em analisar quais foram as jogadas realizadas pelo participante desta pesquisas, também constam nos apêndices as notações das partidas (apêndice 05).

---

<sup>10</sup> A imagem gerada difere-se da original, pois não apresenta todas as análises possíveis do software e pelo fato de ter sido traduzido os títulos dos gráficos e tabelas para o português, pelo autor deste trabalho.

## IMAGEM 08 - Gráficos e tabelas do *HRV Analysis Software* para o período de Repouso

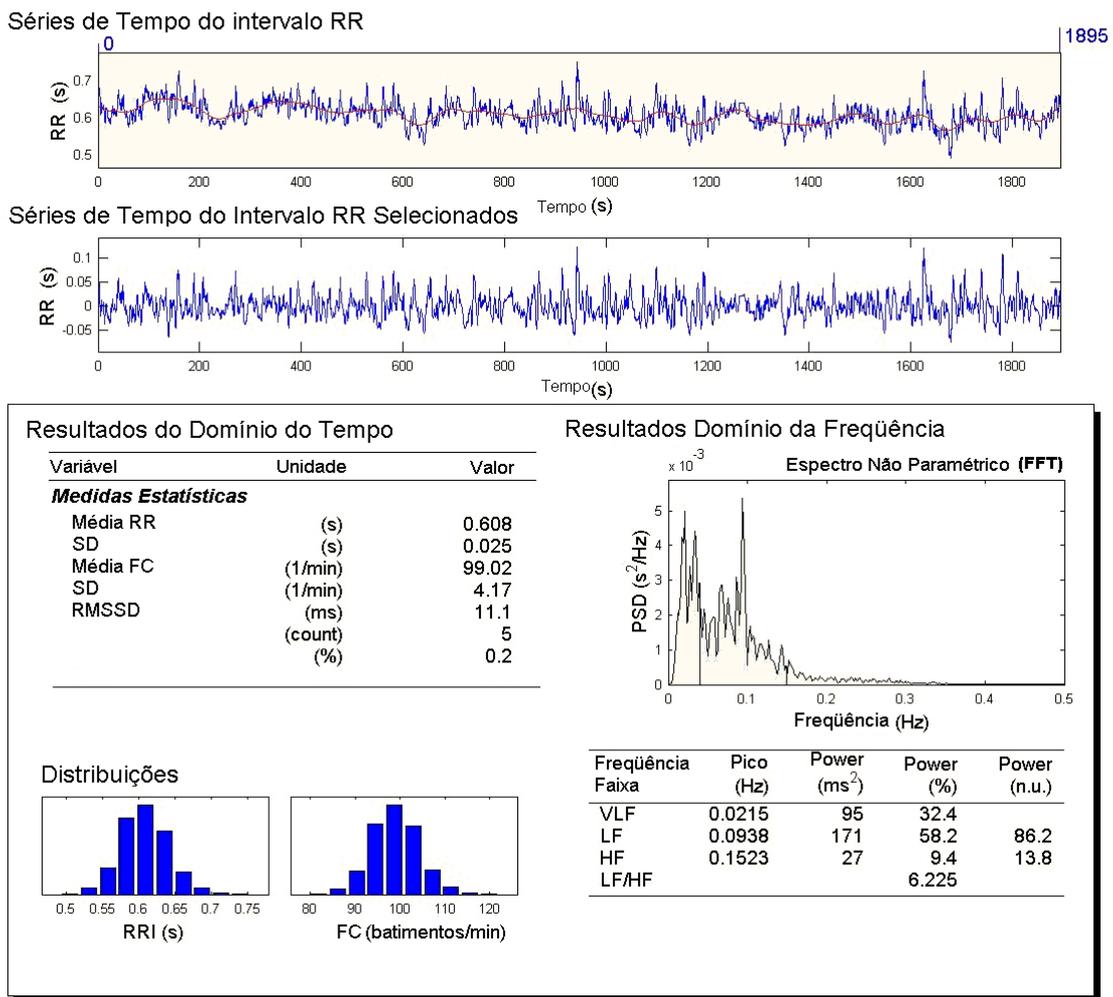
### Análise da Variabilidade da Frequência Cardíaca



No gráfico das séries de tempo RR, percebemos que o intervalo de tempo, em segundos, entre os batimentos, teve uma variação na escala do gráfico que foi de 0,55 até 0,7 segundos, e que a maioria do tempo dos intervalos RR eram próximos a 0,6 segundos. Sobre os dados VFC do domínio da frequência, observa-se predomínio da atividade simpática, representada por BF, e considerável atividade parassimpática. A variação da frequência cardíaca oscilou entre 85 e 105 batimentos por minuto, tendo a média estabelecida em 97 bpm, considerada alta para a idade do participante e sexo masculino.

## IMAGEM 09 - Gráficos e tabelas do *HRV Analysis Software* para o primeiro jogo

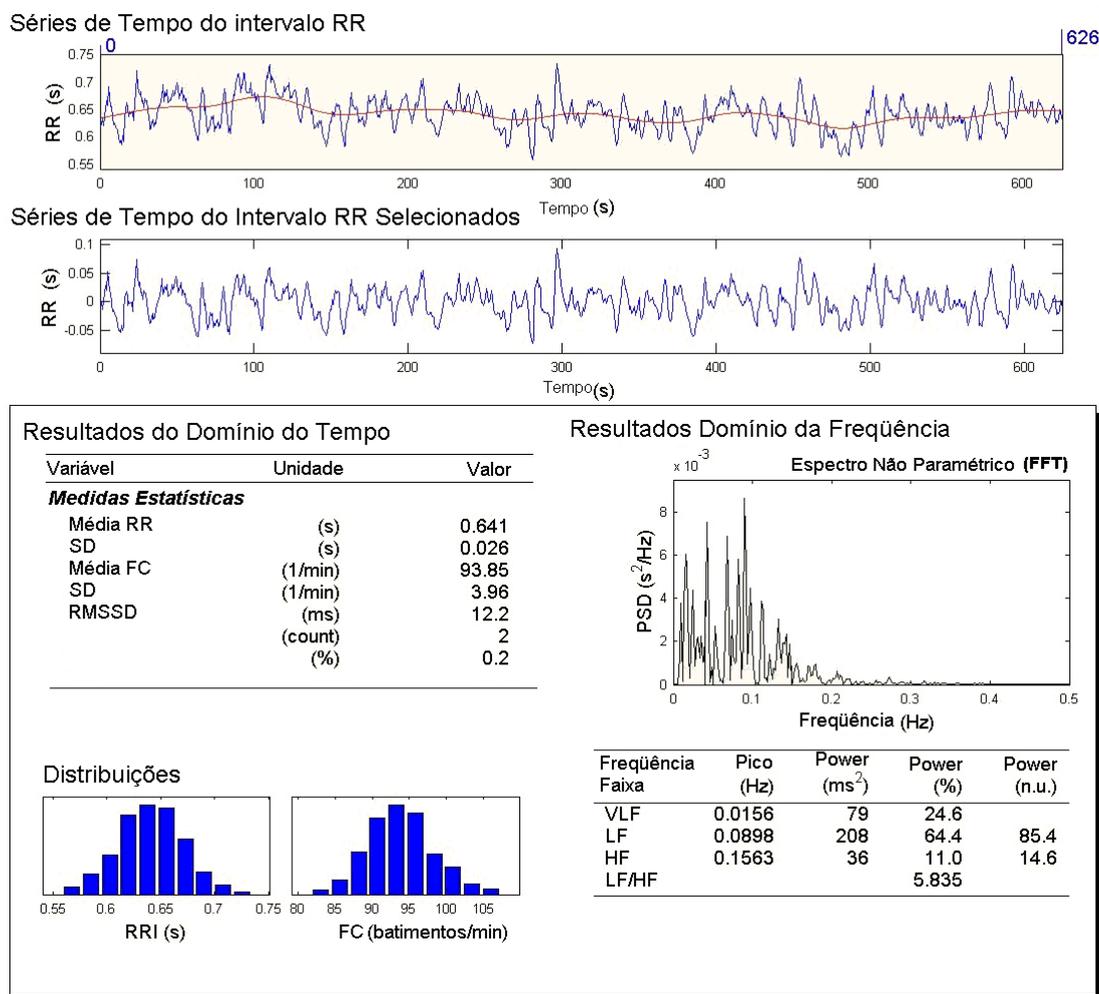
### Análise da Variabilidade da Freqüência Cardíaca



No gráfico das séries de tempo RR, percebemos que os batimentos tiveram uma variação na escala do gráfico, que foi de 0,5 até 0,7 segundos, e que a maioria do tempo dos intervalos RR eram próximos a 0,6 segundos. Sobre os dados VFC do domínio da freqüência, observa-se predomínio da atividade simpática, representada por BF, e pouca atividade parassimpática. A variação da freqüência cardíaca oscilou entre 80 e 120 batimentos por minuto, tendo a média estabelecida em 99 bpm.

## IMAGEM 10 Gráficos e tabelas do *HRV Analysis Software* para o segundo jogo.

### Análise da Variabilidade da Frequência Cardíaca



No gráfico das séries de tempo RR, percebemos que os batimentos tiveram uma variação na escala do gráfico que foi de 0,55 até 0,75 segundos, e que a maioria do tempo dos intervalos RR eram próximos a 0,65 segundos. Sobre os dados VFC do domínio da frequência, observa-se predomínio da atividade simpática, representada por BF, e pouca atividade parassimpática. A variação da frequência cardíaca oscilou entre 80 e 105 batimentos por minuto, tendo a média estabelecida em 93 bpm.

De forma mais específica, seguimos a apresentação dos dados, primeiramente sendo descritos os resultados gerais da frequência cardíaca e variabilidade da frequência cardíaca em repouso (linha de base) e nos jogos 1 e 2. Os dados referentes aos tempos de jogos e jogadas também estão descritos a seguir.

O primeiro jogo teve duração média de 986.7 segundos (DP=657.1), somando 45 jogadas, que duraram aproximadamente 42 segundos cada (DP=36.9). O segundo jogo teve duração média de 307 segundos (DP=204,5), contando com 17 jogadas, num total de 17 lances, que duraram em média 36,7 segundos (DP=24,1).

No jogo 1, ocorreu um empate. A média de auto-avaliação da jogada pelo participante foi de 3,64 (DP=0.712), o que indica uma boa avaliação das jogadas (4 é a pontuação máxima). Pelo *Software* Fritz, a avaliação das jogadas variou entre -1.18 e 0.48, sendo que jogadas negativas são consideradas como uma movimentação que atribuiu desvantagem na partida, e jogadas positivas como vantajosas. No jogo 1, a média de avaliação das jogadas foi de -0.126 (DP=0.42).

No jogo 2, o participante acabou abandonando a partida. A média de auto-avaliação da jogada pelo participante foi de 3,13 (DP=0.712), o que demonstra uma avaliação positiva das jogadas. Pelo *Software* Fritz, a avaliação das jogadas variou entre -0.37 e 3.99. Neste jogo a média de avaliação para cada lance foi de 1,396 (DP=1.19). Os dados referentes à frequência cardíaca e variabilidade em repouso durante os jogos 1 e 2 podem ser observados na tabela 1.

TABELA 1 - Dados da FC e VFC durante o repouso, primeiro e segundo jogo

<i>Condição</i>	FC média (bpm)	FC DP	R-R (ms)	RR DP	RMSSD	BF (%)	AF (%)	BF/AF
Repouso	97,63	3,79	0,616	0,024	16,7	59,7	28,4	2,098
Jogo 1	99,02	4,17	0,608	0,025	11,1	58,2	9,4	6,225
Jogo 2	93,85	3,96	0,641	0,026	12,2	64,4	11,0	5,835

Para verificar a correlação entre a auto-avaliação da jogada, a avaliação do *Software* Fritz e o nível de esperança do participante em cada lance com os dados cardíacos, utilizou-se correlação parcial controlando a duração das jogadas. Esse tipo de correlação foi utilizada pois o tempo de cada jogada apresentou correlação significativa com as variáveis de frequência cardíaca. Os coeficientes das correlações podem ser observados na tabela 2.

TABELA 2 - Coeficiente das correlações

Condição	Auto-Avaliação		Avaliação Fritz		Esperança	
	r	p	r	P	r	p
FC (bpm)	,119	,374	-,405	,002*	-,183	,170
FC desvio	,075	,578	-,059	,661	-,094	,484
R-R médio	-,113	,398	,407	,002*	,193	,146
R-R DP	,048	,718	,046	,730	-,056	,674
RMSSD	,093	,487	,056	,676	,115	,389
BF pico	-,080	,553	-,071	,595	,106	,430
AF pico	,075	,576	-,112	,404	,194	,144
BF absoluto (ms <sup>2</sup> )	-,020	,883	-,067	,615	-,092	,493
AF absoluto (ms <sup>2</sup> )	,015	,914	,092	,493	,061	,647
BF (%)	,024	,859	-,131	,328	-,071	,595
AF (%)	,018	,896	,094	,482	,060	,656
BF/AF	-,043	,750	-,170	,202	-,089	,507

Com a observação da tabela acima pode-se perceber que não foi encontrada correlação entre os índices de auto-avaliação e qualquer dos índices de VFC, ou com a própria FC. Da mesma forma, o nível de esperança em cada jogada não apresentou correlações significativas com os dados cardiovasculares.

Sobre a avaliação realizada pelo *Software* Fritz para cada jogada do enxadrista, foi encontrado correlação com dois índices referentes às características do comportamento cardíaco.

Houve correlação negativa ( $r = -0,405$ ) altamente significativa ( $p = 0,002$ ) com a média da FC. Esta evidência indica, com grande grau de probabilidade que, quando em uma ocasião ao longo do tempo a média da FC elevar-se, existe a tendência de se realizar uma jogada ruim.

Também ocorreu correlação positiva ( $r = 0,407$ ) altamente significativa ( $p = 0,002$ ) com a média do tempo entre os batimentos, o intervalo R-R. Este índice é apresentado no *HRV Analysis Software* junto aos descritores da Análise da VFC pelo domínio do tempo. A partir desta correlação podemos dizer que, quando, em um determinado momento, as médias do intervalo R-R aumentarem, uma boa jogada deve ocorrer.

## 6 DISCUSSÃO

A primeira questão a ser considerada, acompanhando a ordem das etapas da pesquisa, trata da linha de base pare este estudo. A média da FC no estado de repouso chama atenção pelo valor elevado o que pode sugerir que o participante não estivesse realmente relaxado. No entanto se observamos a variabilidade da VFC percebemos que as condições para estado de relaxamento que são, segundo Nava et al (2004), a diminuição de energia em BF e o aumento em AF, ocorreram nesta pesquisa. Desta forma sabemos que em algum nível, houve relaxamento. O nível de ativação nesta condição pode, portanto, não ter diminuído em função de alguma perturbação ansiogênicas como a preocupação com a atividade que em breve desempenharia, fenômeno bem conhecido dos estudiosos da ansiedade pré-competitiva (ROSE JÚNIOR, 1998; GIRARDELLO, 2004). Outra contribuição a alteração da media da FC entre os estados de repouso e execução da tarefa cognitiva poderia advir do próprio desempenho cardiovascular, do nível de condicionamento físico do enxadrista.

A análise dos dados do período em que o enxadrista esteve em repouso, em comparação ao período em que realizou os jogos, apresentou nítidas diferenças. A variabilidade da frequência cardíaca é maior e a frequência cardíaca é menor durante o repouso. Esta condição demonstra o predomínio do tônus parassimpático no momento de repouso. Sobre esta condição, Moreira (2006) comenta que o sistema nervoso autônomo contribui para a regulação do débito cardíaco durante o repouso. Afirma que o tônus parassimpático controla o estado de repouso, enquanto que na alternância do sujeito para um momento de atividade haverá retraimento do tônus vagal e uma subsequente ativação simpática.

A alteração dos dados que demonstraram menor variabilidade da frequência cardíaca e maior frequência cardíaca média no momento da realização da partida de xadrez pode ter ocorrido em decorrência da alternância de estados, citada por Moreira (2006). Mas também pelo fato de que a atividade seguinte fora interpretada como uma condição estressante. Pode-se considerar isto, pois estas alterações fisiológicas decorrentes não foram eliciadas por atividade física, por alterações voluntárias do ritmo respiratório nem por atividades metabólicas diferenciadas. Procurou-se minimizar o efeito de cada uma destas variáveis pela condição experimental, e a situação ergonômica que o sujeito foi submetido assemelhava-se à do estado de repouso.

A modificação do comportamento cardíaco provavelmente deveu-se à avaliação cognitiva do ambiente, que solicitou preparação fisiológica para uma situação de enfrentamento. O que é condizente com a concepção de estresse que apresentamos neste trabalho, a qual Jones (1990) definiu como um estado que exige respostas do indivíduo para formular comportamentos que possam enfrentar uma dada situação.

Sobre o controle das variáveis intervenientes, é pertinente comentar que o jogador passou por momento de adaptação perante as condições experimentais antes do início da partida. Este não apresentou grande atividade física além da movimentação das peças pelo tabuleiro. Além disso, o jogador relatou que teve sono satisfatório na noite anterior, bem como que realizou a atividade em horário do dia em que costuma executar tarefas cognitivas. O controle destas variáveis poderia trazer alterações na expressão da FC e VFC. (RIBEIRO e MORAES FILHO, 2005; BARROS e BRITO, 1998; REIMÃO e INOCENTE, 2002).

Salientam-se as alterações ocorridas em relação ao período de repouso, ou linha de base, pois havia dúvida dos pesquisadores se a condição experimental mobilizaria o enxadrista com intensidade comparável às competições tradicionais. Diante disso, foi considerada até a premiação por um bom resultado, mas como em testes pilotos anteriores, o enxadrista desta análise também se demonstrou motivado em realizar a partida e vencer seu oponente.

Ainda sobre os dados de comparação entre nível de base, durante a atividade do xadrez notou-se que houve diferença entre a média de FC e a razão entre BF e AF (BF/AF) do primeiro jogo e do segundo. Na primeira partida que o enxadrista realizou, os dados apontaram nível de ativação maior durante os jogos do que no nível de base. Já no segundo jogo apenas BF/AF sugere nível de ativação maior que o de repouso. Nesta ocasião a média da FC ficou a baixo do nível de base. Sobre o nível de ativação entre os jogos, a média da FC e BF/AF sugerem nível de ativação maior no primeiro jogo do que no segundo.

Torna-se interessante fazer a análise anterior adicionando a informação sobre o resultado das partidas. A primeira partida o jogador empatou com Fritz, e a segunda abandonou o jogo. Se apenas tomássemos como base a FC do enxadrista, esta observação sugere que o jogador pode ter desempenho maior quando se encontra em nível de ativação maior. A média da FC foi maior no primeiro jogo (99.02) que no segundo (93.85). Considerando as teorias que descrevem que ansiedade, estresse ou nível de ativação podem afetar o desempenho no esporte, percebe-se que os dados são coerentes com a literatura especializada encontrada neste referencial teórico (tópico 3.2).

Tomando a FC apenas como referência, poderíamos especular que a Zona de Desempenho Ideal deste jogador estava acima dos 94 batimentos cardíacos por minuto. Pode-se também inferir que, em uma condição de menor frequência cardíaca, o enxadrista não esteja no ápice da curva do desempenho pelo modelo do U invertido. O nível de ativação aumenta até um ponto ideal para o rendimento, até que um aumento do nível de ativação ainda maior prejudique o rendimento (WEINBERG E GOULD, 2001). Sugere-se assim que na primeira partida o jogador estaria mais perto deste ápice.

A observação do mesmo fenômeno pelo viés da AF da análise espectral da VFC também nos traz outras informações. É possível perceber que durante o repouso o atleta teve a média da FC maior que o segundo jogo, o qual abandonou. Mas isto não significa necessariamente que estivesse menos ativado. A análise espectral revelou que a atividade simpática foi maior no segundo jogo do que no estado de repouso, e que a atividade parassimpática foi menor. Sabe-se que a retirada do sistema parassimpático ocorre durante as atividades que requerem atividade cognitiva intensificada (ALTHAUS, *et al* 1998), mas talvez índices muito abaixo nesta faixa, que contribuem para a pouca variabilidade, possam vir a se mostrar, em estudos futuros, sinalizadores para menor rendimento.

Outra observação foi que tanto a frequência cardíaca quanto a variabilidade da frequência cardíaca apresentaram correlação com a avaliação da jogada realizada pelo *Software* Fritz. As jogadas que colocaram o jogador em vantagem no jogo, pela avaliação do Fritz, apresentaram valores mais altos em VFC e valores menores em FC. Consequente, foi encontrada correlação positiva entre a avaliação da precisão da jogada e o aumento da variabilidade da frequência cardíaca pela análise do domínio do tempo, onde  $p = 0,002$ . Da mesma forma, a frequência cardíaca teve correlação negativa com a precisão da jogada realizada,  $p = 0,002$ .

As pesquisas de Althaus *et al* (1998) e Schwarz (2003), antecipavam que seria provável que, em um momento de atividade cognitiva intensa, como no caso do xadrez e de outras atividades cognitivas (raciocínio dedutivo, atenção dividida), a variabilidade da frequência cardíaca diminuísse e a frequência aumentasse.

Em comparação à linha de base, de fato, o que sugeriram os autores acima também foi evidenciado em nosso estudo. No entanto, a preocupação desta pesquisa estava em observar as alterações destas condições fisiológicas ao longo da atividade, e não simplesmente na comparação com o nível de base.

Ficou demonstrado pela análise estatística, que a VFC e a FC, além da correlação com o exercício de uma atividade cognitiva, também fazem correlação com a qualidade desta atividade.

Alguns pesquisadores demonstraram dados que já indicavam a possibilidade de utilizarmos comportamentos cardíacos como indicadores para o desempenho (Tópico 3.1.1 e 3.4 da revisão deste trabalho), mas muitos destes estudos focalizaram-se na taxa de frequência cardíaca apenas, ou se a variação da frequência cardíaca tinha um sentido. Por exemplo, se nos minutos que antecederam um saque ou tacada, a frequência diminui ou aumenta em relação aos demais momentos. Foram encontradas evidências para a diminuição da frequência cardíaca nestes minutos. No entanto, estas pesquisas não se utilizaram da concepção de variabilidade da frequência cardíaca da forma como é empregada no contexto clínico-hospitalar.

A leitura a partir desta concepção torna-se pertinente, pois pode ser explicada considerando a contribuição dos sistemas simpático e parassimpático na atuação do comportamento cardíaco. Esta é uma oportunidade para que psicólogos possam atuar no treinamento, no condicionamento destas respostas ou na maneira como se percebe e se interpreta determinados estímulos do contexto desportivo.

Sobre a não correlação entre as demais categorias de dados podemos especular algumas razões. O fato de não encontrarmos nenhuma correlação com os dados de VFC pela análise do domínio da frequência, muito provavelmente advém do pequeno período de tempo em que algumas jogadas são realizadas, e da heterogeneidade do tempo de registro de cada jogada. Esta condição não é a ideal para análises desta natureza (TASK FORCE, 1996, BARROS, 1998). Como procurou-se uma situação que se assemelhasse às condições de jogo, ficaria inviável o controle do tempo de cada jogada. O material de análise, sendo escasso, torna fraca esta análise. É indicado um tempo mínimo de 2 minutos de registro (BARROS, 1998), mas que, na dinâmica do jogo, muitas vezes não ocorreu. Uma questão a considerar nestas análises espectrais é que a obtenção de dados a partir da utilização de um freqüencímetro deverá passar por processo de interpolação do sinal. Como Carvalho *et al* (2001) esclarecem, os dados obtidos a partir do freqüencímetro são justamente os instantes de cada batimento cardíaco e, no entanto, a análise espectral do sinal de VFC exige que o sinal tenha sido obtido com taxa de amostragem constante, ou seja, esta exigência não é atendida. Por isso são utilizadas técnicas de interpolação para criar um novo sinal com período de amostragem fixo.

Estes mesmos motivos podem ter contribuído para a ausência de correlações com o nível de esperança relatado pelo jogador em cada movimentação. O sentimento de desesperança, segundo Schwarz (2003), dentre uma gama de estados subjetivos que podem ocorrer durante uma partida de xadrez, é o que demonstra maior relação com a VFC. No entanto, as pesquisas demonstraram correlação em, específico, somente com a alta frequência da variabilidade, quando expressa através do domínio da frequência. Cada jogada contendo pouco conteúdo para este tipo de análise impossibilitaria a presença da correlação, caso ela existisse.

Por fim, uma observação intrigante foi o fato de haver correlação entre FC e avaliação do Fritz, entre VFC e a avaliação do Fritz, e de não haver correlação entre FC e auto-avaliação das jogadas, e entre VFC e a auto-avaliação das jogadas.

Após o término da partida, o jogador revia, movimento por movimento, todo o jogo e atribuía um valor a cada uma de suas jogadas. É possível que, pelo fato do enxadrista poder ver concretamente qual foi o desdobramento e a consequência da sua jogada, tenha respondido com base no que estava percebendo e sentindo naquele momento, e não mais com base no que experienciou durante o jogo. Isso pode ter levado o jogador a subestimar suas jogadas no momento em que as qualificou, após rever os lances.

Em situações que não existe certeza da melhor decisão, em que mais de uma jogada são percebidas como de mesmo valor, pode haver uma situação de desconforto. Este desconforto auxilia-nos a descartar alguma opção e decidir por outra. Este fenômeno é descrito por Damásio (1996) na hipótese do marcador somático. Possivelmente este fenômeno tenha ocorrido muitas vezes durante a partida. Ao rever as jogadas em que o jogo estava muito complexo o enxadrista pode ter, em algum grau, revivenciado aquela situação. Portanto, no momento em que atribuiu um valor a uma jogada em situação muito complexa, esta sensação pode tê-lo auxiliado a julgar negativamente.

Na verdade, o fato de ter agido sem o apoio total da lógica formal não significa, necessariamente, que a jogada tenha sido inadequada. Segundo alguns estudiosos da tomada de decisão, pode ocorrer justamente o contrário.

A hipótese do marcador somático, segundo Crone; Somsen; Van Beek e Van Derem Moler, (2004) é um processo inconsciente mas que está ligado à aprendizagem e pode aumentar a precisão e a eficiência da tomada de decisão. Ainda sabemos que em situações muito complexas, Gladwell (2007) tem afirmado ser a intuição e as primeiras impressões, estratégias de tomada de decisão que tendem a ser bem sucedidas.

Com o exposto parece ser compreensível que a auto-avaliação das jogadas não expresse, confiavelmente a qualidade da jogada realizada. Isto pode ter ocorrido e contribuído a não relação entre a auto-avaliação das jogadas e os comportamentos cardiovasculares.

Parece pertinente, ainda, analisar os dados desta pesquisa em função do índice BF/AF da variabilidade da frequência cardíaca, mesmo não havendo correlações significativas com quaisquer outras variáveis do estudo.

A razão BF/AF é utilizada como um indicador do balanço do tônus do sistema autônomo. Este índice pode informar sobre a predominância da ação dos sistemas simpático ou parassimpático.

Analisando os jogos a partir deste indicativo percebe-se que em todas as situações do experimento (repouso, durante partida um e dois) ocorreu predominância da ação do sistema simpático sobre o organismo do enxadrista. No entanto, no estado de repouso houve menor intensidade desta atuação do que período de registro das partidas. Subseqüente, ocorreu também maior ativação do sistema parassimpático nesta situação do que durante os jogos.

Na primeira partida, em específico, percebe-se uma relação dos valores deste índice com uma variável não citada até o momento. Trata-se do conhecimento técnico dos jogos. No caso que discutiremos, o conhecimento técnico das jogadas de abertura. Nota-se que até a décima segunda jogada os tempos com que foram concretizadas é inferior a média dos próximos momentos. Percebe-se que neste período (até a décima segunda jogada), que corresponde ao período de abertura do jogo, o índice BF/AF tem valores baixos, ficando, para grande maioria das jogadas, abaixo de três pontos. Isso evidencia um balanço mais equilibrado entre os sistemas. Para isto foi necessário ter ocorrido uma maior ativação do sistema parassimpático. Tal evidência pode estar relacionada a uma condição em que não houve requisição cognitiva de forma tão intensa, pois a condição de esforço mental, já demonstrada por diversos autores (e ao longo deste trabalho citados), ocasiona a diminuição na AF da VFC pela análise espectral.

A partir da décima terceira jogada pode-se constatar uma importante alteração do quadro. Passa a haver, neste momento, uma importante ativação do sistema simpático o que elevou, de forma considerada o valor de BF/AF. Esta jogada teve também um significativo aumento de tempo para sua concretização em relação às anteriores. Este momento marca, possivelmente, a transição de um plano de jogo já conhecido anteriormente pra um momento em que o enxadrista teve que considerar elementos não totalmente previstos. Ou seja, a transição do modo de jogadas de abertura para as de desenvolvimento da partida, onde

ocorrem muitos lances em que pode-se não haver conhecimento técnico prévio. As tomadas de decisão tornam-se mais difíceis. O Estresse torna-se maior, o nível de ativação aumenta.

Já observamos que de forma geral, parece que um nível de ativação maior que o de repouso é interessante para que o participante da pesquisa possa desempenhar melhor a partida (caso da primeira partida em comparação com a segunda). No entanto, vimos também, na tabela de correlações desta pesquisa que durante a partida, em momentos em que aumentasse a FC diminuiu-se a qualidade da jogada pela avaliação do *Software* Fritz. Desta maneira, pode-se especular que o aumento dos valores de BF podem também, em alguma medida, sinalizar possíveis momentos de menor desempenho.

Após a décima terceira jogada observa-se a alternância de valores nos índices de BF/AF, hora com valores baixos, próximos a um ponto, hora com valores altos, acima de 4 pontos. A partir da trigésima quarta jogada os tempos voltam a tornarem-se menores e a predominância de jogadas com valores menores se estabelece. Isto talvez deva-se ao fato de que foi, justamente neste período que, com algumas capturas, o enxadrista igualou-se ao oponente nos valores das peças em jogo. A partida terminou, inclusive, em empate, sugerido por Fritz.

Na segunda partida o enxadrista joga com as peças pretas, torna-se portanto o segundo a jogar. Esta é uma condição em que o enxadrista não pode impor (ao menos inicialmente) o seu jogo, do qual, obviamente, tem maior conhecimento e experiência dos desdobramentos. O fato de ter que considerar outras formas de aberturas pode ocasionar maior tensão. De fato, comparado ao primeiro jogo este tem, para as jogadas de abertura, tempos maiores e o índice BF/AF é, na maioria destas jogadas, mais alto. No entanto pode-se perceber que anteriormente (na ordem do desenvolvimento das jogadas) ao primeiro jogo, começam haver oscilações entre jogadas com índices altos e baixos para o período das jogadas. O que chama atenção, ainda, é que estes momentos de valores baixos no índice eram expressamente mais baixos que os do primeiro jogo, evidenciando grande equilíbrio dos sistemas. Este dado somado aos valores do índice das últimas jogadas que foram menores que a média para as demais jogadas sugerem que o enxadrista pudesse não estar tão profundamente imerso ou envolvido na partida. Podemos especular que em momentos de valores menores no índice o participante não estivesse sendo, de maneira semelhante a primeira partida, mobilizado pelo jogo, o que culmina com a desistência da partida em uma condição em que parece não ter ocorrido maior estresse, como os dados da VFC das últimas jogadas indicam.

## 7 CONCLUSÃO

Com a realização deste estudo foi possível observar que estar bem ativado mostrou-se importante para o desempenho do participante desta pesquisa. Ou seja, a FC mais elevada do que o nível de repouso parece ser um sinalizador para um melhor rendimento nos jogos. Nesta condição, o participante realizou sua melhor partida. No entanto, um aumento isolado da FC mostrou-se, neste estudo, um sinalizador para uma tomada de decisão que leve à desvantagem no jogo, no caso uma jogada ruim.

Além de serem sensíveis às condições de maior atividade cognitiva, a FC e VFC podem revelar sobre a qualidade desta atividade. Estes comportamentos cardíacos podem variar em um sujeito de forma constante e consistente, a ponto de, inclusive, prestar previsibilidade para decisões boas ou ruins. A FC e VFC podem ser utilizadas como indicadores de tomadas de decisão ruins ou boas de enxadristas no contexto de uma competição.

Parece-nos possível que com este estudo tenhamos esboçado um método capaz de, em um importante passo, nos aproximar de uma tecnologia de grande utilidade para enxadristas e seus treinadores.

Os resultados encontrados com esta pesquisa demonstram a viabilidade e necessidade do investimento em pesquisas neste sentido. Mas também já fornecem informações que, de imediato, podem repercutir no desempenho do enxadrista. Neste estudo a FC e VFC demonstraram-se indicativos objetivos para uma condição psicofisiológica propícia a um melhor desempenho.

Este tipo de indicativo<sup>11</sup> é importante, pois, a partir dele e através de técnicas como a de Biofeedback, por exemplo, o atleta pode aprender a autoperceber-se e a controlar as respostas, até a situação que sabe ser a de melhor desempenho. Neste sentido, a pesquisa que propomos pode contribuir também com a demanda identificada por Takase (2005), que alertamos da necessidade da elaboração de meios que prestem apoio aos desportistas de alto rendimento na redução do tempo de treinamento, que em muitos casos prejudicam a saúde dos atletas.

---

<sup>11</sup> Indicadores objetivos são almejados por muitos pesquisadores, inclusive de outras áreas. Na Ergonomia, os estudos de Genno *et al.* (1997) e Ohsuga, Shimono e Genno (2001), por exemplo, buscaram um indicador objetivo (temperatura da pele), a fim de sinalizar estresse e fadiga mental de trabalhadores.

Em termos práticos, o jogador de xadrez pode procurar aumentar sua VFC durante a partida, ou nos momentos que antecedem importantes decisões. Para isto, estes atletas podem contar com ferramentas como a do biofeedback da VFC e aprender a controlar, voluntariamente, esta resposta fisiológica. Segundo Moss (2004), é possível que o atleta controle estas respostas auxiliado por técnicas como a da respiração diafragmática, relaxamento e meditação, e o cultivo de emoções positivas, por exemplo. Um bom condicionamento físico, por sua relação a saúde cardiovascular e maior VFC também deve ser pesquisado como um recurso ao enxadrista. É provável que muitos praticantes desta modalidade não considerem, por exemplo, possíveis benéficos para o desempenho de seus jogos na prática regular de atividade física. No entanto dados de pesquisas também aqui mencionados, sugerem que o enxadrista possa beneficiar-se. Abre-se, portanto, um campo de possibilidades.

## 8 REFERÊNCIAS

AGUIAR, C. A.; FRONCHETTI, L.; AGUIAR, A. F.; LIMA, J. R. P. Alteração do limiar de variabilidade da frequência cardíaca após treinamento aeróbio de curto prazo. Motriz. Rio Claro. 11 (1): 01-09. 2005

ALTHAUS, M.; MULDER, L. J. M.; MULDER, G.; VAN ROON, A. M.; MINDERAA, R. B. Influence of respiratory activity on the cardiac response pattern to mental effort. Psychophysiology. 35: 420-430.1998

ANDERSON, S. W., BECHARA, A., DAMÁSIO, H., TRANEL, D.; DAMÁSIO, A. R. Impairment of social and moral behavior related to early damage in human prefrontal cortex. Nature Neuroscience 2, 11: 032-1037. 1999

ANDREASSI, J. L. E FICHERA, L. V. Cardiovascular reactivity during public speaking as a function of personality variables. International Journal Psychophysiology. 37(3): 267-273. 2000

ARAÚJO, D.; DAVIDS, K.; SERPA, S. An ecological approach to expertise effects in decision-making in a simulated sailing regatta. Psychology of Sport and Exercise. 1–22. 2004.

AYAN, S. J. Pensamento e ação sincronizados. Viver Mente & Cérebro. 148 (13): 46-50. 2005

BARRA FILHO, M. G.; MIRANDA, R. Aspectos psicológicos do esporte competitivo. Treinamento Desportivo. 3(3) 62-72. 1998

BARROS, V. C. V.; BRITO, M. R. Variabilidade da Frequência Cardíaca. Revistas Hospital Socor. 5 (1): 01-07. 1998

BARROS, V. C. V.; BRITO, M. R. Variabilidade da Frequência Cardíaca. Revistas Hospital Socor. 5 (1): 01-07. 1998

BRANDÃO, M.L. As Bases Biológicas do Comportamento Humano: Introdução à Neurociência. São Paulo: Editora EPU . 2004

BRUYNE, P.; HERMAN, J.; SCHOUTHEETE, M. Dinâmica da pesquisa em ciências sociais. Rio de Janeiro: Francisco Alves. 1991

BURITI, M. A.. Psicologia do Esporte. Campinas: Editora Alínea 1997

CARLSON, N. R. Fisiologia do Comportamento. 7ª Ed. São Paulo: Manole 2002

CARRILLO, E., MOYA-ALBIOL, L., GONZALEZ-BONO, E., SALVADOR, A., RICARTE, J.; GÓMEZ AMOR, J. Gender differences in cardiovascular and electrodermal

responses to public speaking task the role of anxiety and mood states. International Journal of Psychophysiology, 42(3):253-64 . 2001

CARVALHO, J. L. A.; ARAÚJO, O. S.; ROCHA, A. F.; NASCIMENTO, F. A. O.; SOUZA NETO, J. Avaliação de métodos de interpolação do sinal de variabilidade da frequência cardíaca. Universidade de Brasília, Brasília. 2001

CATAI, A. M.; GALLO JUNIOR, L.; SILVA DE SÁ, M. F. Análise dos índices espectrais da variabilidade da frequência cardíaca em homens de meia idade e mulheres na pós-menopausa. Revista Brasileira de Fisioterapia. São Carlos. 10 (4) 401-406. 2006

COLLET, C.; ROURE, R.; RADA, H.; DITTMAR, A.; VERNET-MAURY, E. Relationships between performance and skin resistance evolution involving various motor skills. Physiology & Behavior, Vol. 59,4/5: 953-963. 1996

COLUCCI, W. S.; BRAUNWALD, E. Fisiopatologia da Insuficiência cardíaca. BRAUNWALD, E. Tratado de Medicina Cardiovascular. 5 ed. São Paulo: Roca. (1):418-446. 1999

CONNOR, P. J., RAGLIN, J. S.; MARTINSEN, E. W. Physical anxiety and anxiety disorders. International Journal of Sport Psychology. 31: 136-155 2000.

CRONE, E. A.; SOMSEN, R. J. M.; VAN BEEK, B.; VAN DER MOLEN, M. W. Heart rate and skin conductance analysis of antecedents and consequences of decision making. Psychophysiology 41: 531–540 .2004

DAMÁSIO, A. R. O Erro de Descartes: emoção, razão e o cérebro humano. São Paulo, Cia. das Letras. 1996

DE PASCALIS, V., BARRY, R. J., SPARITA, A. Declarative changes in heart rate during recognition of visual stimuli: Effects of psychological stress. International Journal of Psychophysiology, 20, 21-31 1995.

DIDIERJEAN, A.; FERRARI, V.; MARMECHE, E. Enxadristas experientes e novatos fazem diferentes decomposições visuais do tabuleiro. Um grande mestre de xadrez aprende a observar “entre as peças”. Viver Mente & Cérebro. 145 (13): 57-61 2005.

DIETRICH, A. Functional neuroanatomy of altered states of consciousness: The transient hypofrontality hypothesis. Consciousness and Cognition. Academic Press. 12, 231-256 2003.

DISHMAN, R. K.; NAKAMURA, Y.; GARCIA, M. E. THOMPSON, R. W. DUANN, A. L.; BLAIR, S. N. Heart rate variability, trait anxiety, and perceived stress among physically fit men and women. Int J Psychophysiol. 37: 121-133. 2000.

DISHMAN, R. K; NAKAMURA, Y; GARCIA, M. E.; THOMPSON, R. W. DUNN A. L. E BLAIR, S. Heart rate variability, trait anxiety, and perceived estress among physically fit men and women. International Journal of Psychophysiology. 37: 121-133 2000

DUARTE, A. F. A. Influência da privação do sono e do condicionamento físico aeróbio nas tomadas de decisão durante operações continuadas. Rio de Janeiro: Universidade Gama Filho 2001.

EMERSON, C. S.; MOLLET, G. A.; HARRISON, D. W. Anxious-depression in boys: an evaluation of executive functioning. Archives of Clinical Neuropsychology. 20: 539–546 2005

ERNST, M.; PAULUS, M. P. Neurobiology of decision making: a selective review from a neurocognitive and clinical perspective. Society of Biological Psychiatry. 01-08 2005

FRÁGUAS JÚNIOR, R. Depressão, taxa de variabilidade cardíaca e infarto agudo do miocárdio. Revista de Psiquiatria Clínica. 29 (3):158-159. 2002.

FRANKS, P. W.; BOUTCHER, S. H. Cardiovascular Response of Trained Preadolescent Boys to Mental Challenge. Medicine & Science in Sports & Exercise 35 (8) 1429-1435. 2003

FRITH, C. D.; FRITH, U. Interacting minds: a biological basis. Science. 286, 5445: 1692-1695 1999.

FRONCHETTI, L.; NAKAMURA, F.; AGUIAR, C.; OLIVEIRA, F. Indicadores de regulação autonômica cardíaca em repouso e durante exercício progressivo: aplicação do limiar de variabilidade da frequência cardíaca. Rev. Port. Cien. Desp. 6 (1) 21-18. 2005.

FUSTER, J. M., BODNER, M.; KROGER, J. K.. Cross-modal and cross-temporal association in neurons of frontal cortex. Nature 405: 347- 351 2000

GALLO, L. C., SMITH, T. W.; KIRCHER, J. C. Cardiovascular and electrodermal responses to support and provocation: interpersonal methods in the study of psychophysiological reactivity. Psychophysiology, 37(3):289-301 . 2000

GENNO, H.; ISHIKAWA, K.; KANBARA, O.; KIKUMOTO, M.; FUJIWARA, Y.; SUZUKI, R. E OSUMI, M. Using facial skin temperature to objectively evaluate sensations. International Journal of Industrial Ergonomics. 19: 161-171 1997.

GIL, A. C. Como elaborar projetos de pesquisa. 4ª Ed. São Paulo: Atlas . 2002

GIRARDELLO, R. J. R. A relação entre o cortisol sanguíneo e o estresse pré-competitivo em lutadores de caratê de alto rendimento. Curitiba: Universidade Federal do Paraná . 2004

GLADWELL, M. Blink: A decisão num piscar de olhos. Rio de Janeiro: Rocco. 2005.

GOHARA, T.; MIZUTA, H.; TAKEUCHI, I.; TSUDA, O.; YANI, K. Y. T.; YAMAMOTO, Y.; KISHI, N. Heart rate variability change induced by the mental stress: the effect of accumulated fatigue. Conf. IEEE. 367-368. 1996

GOLDBERG, E. O Cérebro Executivo: lobos frontais e a mente civilizada. Rio de Janeiro: Imago . 2002

GOLDBERG, E., PODEL K. Adaptive versus veridical decision making and the frontal lobes. Consciousness and Cognition. Academic Press. 8, 364-377 1999

HANIN, Y E SYRJA, P. Performance affects in soccer players: an application of the IZOF model. International Journal of Sports Medicine 16(4): 260-265 1995

HANSEN, A. L.; JOHNSEN, B. H.; THAYER, J. F. Vagal influence on working memory and attention. International Journal of Psychophysiology. 48: 263–274 2003

HARDY, L.. A test of catastrophe models of anxiety and performance against multidimensional anxiety theory models using the method of dynamic differences. Anxiety, Stress and Coping. 9: 69-86 1996

JOKELA, M E HANIN, Y. Does the individual zones of optimal functioning model discriminate between successful and less successful athletes? Journal of Sports Science. 17(11): 873-887 1999

JONES, G. A cognitive perspective on the process underlying the relationship between stress and performance in sport. In G. Jones & L. Hardy (Eds.) Stress and performance in Sport. Wiley , Chichester. 17-42. 1990

JORNA, P. G. A. M. Spectral analysis of heart rate and psychological state: a review of its validity as a workload index. Biological Psychology. 34: 237-257. 1992

JUNQUEIRA JUNIOR, L. F. Doenças do coração: tratamento e reabilitação. Porto, C. C. Doenças do coração: tratamento e reabilitação. Rio de Janeiro: Guanabara-Koogan. Capítulo 58, 306-311. 1998

KARAVIDAS, M. K.; LEHRER, P. M.; VASCHILLO, E.; VASCHILLO, B.; MARIN, H.; BUYSKE, S.; MALINOVSKY, I.; RADVANSKI, D.; HASSETT, A. Preliminary results of an open label study of heart rate variability biofeedback for the treatment of major depression. Appl Psychophysiol Biofeedback 32:19–30 2007.

KAREMAKER, J.M.; LIE, K. I. Heart rate variability: a telltale of health or disease. European Heart Journal, 21:435-437. 2000

KAWACHI, I.; SPARROW, D.; VOKONAS, P. S.; WEISS, S. T. Decreased heart rate variability in men with phobic anxiety. Am J. Cardiol 75: 882-885. 1994

KIRSCHBAUM, C., WOLF, O. T., MAY, M., WIPPICH, W.; HELLHAMMER, D. H. Stress- and treatment-induced elevations of cortisol levels associated with impaired declarative memory in healthy adults. Life Sciences, 58(17):1475-1483. 1996

KLABUNDE, R. E. Cardiovascular Physiology Concepts. Disponível em: <http://www.cvphysiology.com/Arrhythmias/A009.htm>. 2007

KUBOTA, Y.; SATO, W.; TOICHI, M.; MURAI, T.; OKADA, T.; HAYASHI, A., SENGOKU, A. Frontal midline theta rhythm is correlated with cardiac autonomic activities

during the performance of an attention demanding meditation procedure. Cognitive Brain Research 11: 281–287. 2001

LAURENT, O, A. Diferença entre o foco de atenção interno e externo, frequência cardíaca e desempenho no primeiro saque de tênis em jogadores iniciantes, intermediários e avançados. Florianópolis: Universidade Federal de Santa Catarina. 2004

LEHOFER, M.; MOSER, M.; HOEHN-SARIC, R.; MCLEOD D.; LIEBMANN, P.; DRNOVSEK, F.; EGNER, S.; HILDEBRANDT, G.; ZAPOTOCZK, H. G. Major depression and cardiac autonomic control. Boil Psychiatry. 42: 914-919. 1997

LEONARD, B. E.; MILER, K. Stress, the immune system an psychiatry. New York, USA: John Wiley & Sons. 1995

LIPP, M. N. Manual do Inventário de Sintomas de Stress para Adultos de Lipp (ISSL). São Paulo: Casa do Psicólogo. 2000

MARGIS, R., PICON, P., COSNER, A. F., FORMEL, A. SILVEIRA, R. O. Relação entre estressores, estresse e ansiedade. Revista Psiquiátrica (1): 65-74. 2003

MATLIN, M. Psicologia cognitiva. 4. ed. São Paulo: LTC, 2004

MCCANNE, T., LYONS, G. M. Declarative changes in heart rate associated with performance on task that assess intelligence. International Journal of Psychophysiology. 8: 235-248. . 1990

MCMORRIS, T. GRAYDON J. The effect of exercise on the decision-making performance of experienced and inexperienced soccer players. Research Quarterly for Exercise and Sport. 67, 1: 109-114. 1996.

MILLER, E. K.; COHEN, J. D. An Integrative Theory Of Prefrontal Cortex Function. Annu. Rev. Neurosci. 24:167–202. 2001

MOREIRA, A. G. E. Estudo da incidência de sonolência diurna e do comportamento do sistema nervoso através da análise da variabilidade da frequência cardíaca em profissionais de enfermagem. Universidade do Vale do Paraíba. São José dos Campos. 2006

MULDER, L. J. M. Measurement and analysis methods of heart rate and respiration for use in applied environments. Biological Psychology. 34: 205-236. 1992.

MULLEN, R.; HARDY, L.; TATTERSALL, A. The Effects of Anxiety on Motor Performance: A Test of the Conscious Processing Hypothesis. Journal of Sport & Exercise Psychology, 27: 212-225. 2005

NAKAMURA, F. Y.; AGUIAR, C. A.; FROCHETTI, L.; AGUIAR, A. F.; LIMA, J. R. P. Alteração do limiar de variabilidade da frequência cardíaca após treinamento aeróbio de curto prazo. Motriz. Rio Claro. 11 (1): 01-09. 2005

- NAVA, E.; LANDAU, D.; BRODY, S.; LINDER, L.; SCHACHINGER, H. Mental relaxation improves long-term incidental visual memory. Neurobiology of Learning and Memory 81: 167–171. 2004
- NETO, T. L. B. Fisiologia do exercício aplicada ao sistema cardiovascular. Revista da Sociedade de Cardiologia do Estado de São Paulo. 6 (1), 6-10. 1996
- NEWCOMER, J. W., SELKE, G., MELSON, A. K., HERSHEY, T., CRAFT, S., RICHARDS, K.; ALDERSON, A. L. Decreased memory performance in healthy humans induced by stress-level cortisol treatment. Archives of General Psychiatry, 56:527-533. 1999
- NISKANEN, J-P.; TARVAINEN, M. P.; RANTA-AHO, P. O.; KARJALAINEN, R. A. Software for advanced HRV analysis. Applied Physics Report Series. ISSN 0788-4672. Report n°2. 01-11. 2002
- NUNES, M. O.; RUBIRA, M. C.; FRANCO, M. C.; OSÓRIO, A. L. Variabilidade da frequência cardíaca e sistema nervoso autônomo. XI Encontro Latino Americano de Iniciação Científica e VII Encontro Americano de Pós-Graduação. Universidade do Paraíba. 01-04. 2007
- NUNES, M. O.; RUBIRA, M. C.; FRANCO, M. C.; OSÓRIO, R. A. L. Variabilidade da frequência cardíaca e sistema nervoso autônomo. XI Encontro Latino Americano de Iniciação Científica e VII Encontro Latino Americano de Pós-Graduação – Universidade do Vale do Paraíba. 01-04. 2007
- OFFERHAUS R. E. Heart rate variability in psychiatry. Kitne, R. J. The study of heart rate variability. Oxford: Oxford University Press 225 -238. 1980
- OHSUGA, M.; SHIMONO, F. E GENNO, H. Assessment of phasic work stress using autonomic indices. International Journal of Psychophysiology. 40: 211-220. 2001
- OLIVEIRA, D. J.; GOMES, M. E. D.; AGUIRRE, L. A. Análise da Variabilidade da Frequência cardíaca baseada no estudo de modelos identificados. Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte. 9 -14.
- PIMENTA, C. J. C. Xadrez: esporte, história e sua influência na sociedade. Coperativa do Fitness. Disponível em: <http://www.cdof.com.br/xadrez.htm>. 2005
- RADLO, S. J., STEINBERG, G. M., SINGER, R. N., BARBA, D. A., MELNIKOV, A. The influence of an attentional focus strategy on alpha brain wave activity, heart rate, and dartthrowing performance. International journal of sport psychology, 33 (2), 205-217.2002
- RADLO, S. J.; JANELLE, C. M., BARBA, D. A.; FREHLICH, S. H. Perceptual Decision Making P300 latency and amplitude to index attentional processing. Reserch Quarterly for Exercise and Sport 72, 1: 22-31. 2001
- RAJKOWSKA, G.; GOLDMAN-RAKIC, P. S. Cytoarchitectonic definition of prefrontal areas in the normal human cortex: I. Remapping of areas 9 and 46 using quantitative criteria. Cerebral Cortex. 5, 4:307-322. 1995

- RASSI JUNIOR, A. Compreendendo melhor as medidas de análise da variabilidade da frequência cardíaca. Diagnostico em Cardiologia. 2ª ed. abril/maio/junho. 1-10. 2000
- RECHLIN, T. WEIS, M; SPITZER, A.; KASCHKA, W. P. Are affective disorders associated with alterations of heart rate variability? J Affect Disorders. 32: 271-275. 2000
- REIMAO, J.; INOCENTE, N. J. Distúrbios do sono em trabalhadores em turnos e noturnos. Tópicos Seleccionados de Medicina do Sono. São Paulo: Associação Paulista de Medicina. 2002
- RIBEIRO, J. P.; MORAES FILHO, R. S.; Variabilidade da frequência cardíaca como instrumento de investigação do sistema nervoso autônomo. Revista Brasileira de Hipertensão. 12 (1): 14-20. 2005
- RIBEIRO, T. F.; CUNHA, A.; LOURENÇO, G. C. D.; MARÃES, V. R. F. S.; CATAE, A. M.; GALLO, L.; SILVA, E. Revista Sociedade de Cardiologia Estado de São Paulo. (1):1-10. 2000
- ROBAZZA, C., BORTOLI, L., NOUGIER, V. Physiological arousal and performance in elite archers: A field study. European psychologist, 3 (4), 263-270. 1998
- ROMÁN, S.; SAVOIA, M. G. Pensamentos automáticos e ansiedade num grupo de jogadores de futebol de campo. Psicologia: Teoria e Prática, 5(2):13-22. 2003
- ROSE JUNIOR, D. Lista de sintomas de “stress” pré-competitivo infanto-juvenil: elaboração e validação de um instrumento. Revista Paulista de Educação Física. São Paulo, 12(2): 126-33. 1998
- ROSE, S. P. R. Bases biológicas do comportamento. Brasília: Universidade de Brasília. (1981)
- RUBIO, K. Rendimiento deportivo ou rendimento humano? o que busca a da Psicologia do esporte? Revista de la Unión Latinoamericana de Psicología. 01(1): 01-06. 1999.
- RYU, K.; MYUNG, R. Evaluation of mental workload with a combined measure based on physiological indices during a dual task of tracking and mental arithmetic. International Journal of Industrial Ergonomics. 35: 991–1009. 2005
- SAMULSKI, D. Psicologia do Esporte. São Paulo: Editora Manole. 2002
- SANTOS, W. Processos Cognitivos no Jogo de Xadrez. Curitiba: Universidade Federal do Paraná. 2004
- SCHWARZ, A. M.; SCHACHINGER, H.; ADLER, R. H.; GOETZ, S. M. Hopelessness is associated with decreased heart rate variability during championship chess games. Psychosomatic Medicine. 65: 658-661. 2003

- SHARPLEY, C. F.; KAMEN, P.; GALATSIS, M.; HEPPEL, R. VEIVERS C.; CLAUS, K. An Examination of the Relationship Between Resting Heart Rate Variability and Heart Rate Reactivity to avMental Arithmetic Stressor. Applied Psychophysiology and Biofeedback, Vol. 25, No. 3, 143-153. 2000
- SIBLEY, B. A.; ETNIER L. J. Time course of attention and decision making during a volleyball set. Reserch Quarterly for Exercise and Sport. 75, 1: 102-106. 2004
- SILVA, V. J.; JANUÁRIO, E. N. Variabilidade da frequência cardíaca e da pressão arterial na insuficiência cardíaca congestiva. Revista Brasileira Hipertensão. 12 (1): 21-26. 2005
- SILVA, W. Processos cognitivos no jogo de xadrez. Curitiba: Universidade Federal do Paraná. 2004.
- SIMPSON, J. R., DREVETS, W. C., SNYDER, A. Z., GUSNARD, D. A. & RAICHLE, M. E. Emotion-induced changes medial prefrontal cortex: II. During anticipatory anxiety. Proceeding of the National Academy of Sciences of the United States of America, 98(2):688-693. 2001.
- SLOAN, R. P. Effects of mental stress throughour the day on cadiac atonomic control. Biol Psychol. 37: 89-99. 2000
- STERNBERG, R. J. Psicologia Cognitiva. Porto Alegre: Artmed. 2000
- TAKASE, E. Neurociência do esporte e do exercício. Neurociências .Volume 2. Nº 5. Setembro – Outubro. 2005
- Task Force of the European Society of Cardiology and the North American Society of Pacing and Electrophysiology: Heart rate variability. Standards of measurement, physiological interpretation, and clinical use. Circulation 1996 93: 1043-1065
- THAYERA, J. F.; BROSSCHOT, J. F. Psychosomatics and psychopathology: looking up and down from the brain. Psychoneuroendocrinology 30, 1050–1058. 2005
- THOMPSON, L. A., WILLIAMS, K. L., L'ESPERANCE, P. R. & CORNELIUS, J.. Contextdependent memory under stressful conditions: The case of skydiving. Human Factors, 43(4):1-9. 2001
- TOOGOOD, A. L.; MARTIN G. L. Does coaches know the mental skills of their athletes? Assessments from volleyball and track. Journal of Sport Behavior. 26(1): 56-58. 2003.
- TRIPATHI, K. K.; MUKUNDAN, C. R.; E MATHEW, T. L. Attentional modulation of heart rate variability (HRV) during execution of PC based cognitive tasks. Ind J Aerospace Med. 47 (1): 01-10. 2003.
- VAN ZIJDERVELD, G. A., VAN DOORNEN, L. J. P., VAN FAASSEN, I., ORLEBEKE, J. F., VAN DICK, R. & TILDERS, F. J. H. Adrenaline and the relationship between neurosomaticism, aerobic fitness and mental task performance. Biological Psychology, 36:157-181. 1993.

VASCONCELOS, F. Apontamentos para uma História do Xadrez e 125 Partidas Brilhantes. Brasília: Editora Santa Casa. 1991.

VEDHARA, K., HYDE, J., GILCHRIST, I. D., TYTHERLEIGH, M.; PLUMMER, S. Acute stress, memory, attention and cortisol. Psychoneuroendocrinology, 25:535-549. 2000

VUKSANOVIC, V.; GAL, V. Heart rate variability in mental stress aloud. Medical Engineering & Physics 29: 344–349. 2007

WALLIN, B. G., DONADIO, V., KARLSSON, T., KALLIO, M., NORDIN, M.; ELAM, M. Arousal increases baroreflex inhibition of muscle sympathetic activity. Acta Physiologica Scandinavica, Mar,177(3):291-8. 2003

WEINBERG, R.S.; GOLD, D. Fundamentos da psicologia do esporte e exercício. 2.ed. Porto Alegre: Artmed Editora. 2001

YERAGNI V, K.; POHL, R.; BALON, R.; RAMESH, C.; GLITZ, D.; JUNG, I.; SHERWOOD, P. Heart rate variability in patients with major depression. Psychiatry Research. 37: 35-46. 1994

## 9 LISTA DE ILUSTRAÇÕES

IMAGEM 01	U Invertido	15
IMAGEM 02	IZOF	16
IMAGEM 03	Divisão do Sistema Autônomo	19
IMAGEM 04	Ineruações do Sistema Autônomo no coração	21
IMAGEM 05	Análise espectral da VFC	23
IMAGEM 06	Assinaturas energéticas das ondas cardíacas	24
IMAGEM 07	Situação para registro dos dados	40
IMAGEM 08	Gráficos e tabelas do <i>HRV Analysis Software</i> para o período de Repouso	44
IMAGEM 09	Gráficos e tabelas do <i>HRV Analysis Software</i> para o primeiro jogo	45
IMAGEM 10	Gráficos e tabelas do <i>HRV Analysis Software</i> para o segundo jogo	46
IMAGEM 11	Resultados do <i>HRV Analysis Software</i> para jogada 02 da partida 01	79
IMAGEM 12	Resultados do <i>HRV Analysis Software</i> para jogada 03 da partida 01	80
IMAGEM 13	Resultados do <i>HRV Analysis Software</i> para jogada 04 da partida 01	81
IMAGEM 14	Resultados do <i>HRV Analysis Software</i> para jogada 05 da partida 01	82
IMAGEM 15	Resultados do <i>HRV Analysis Software</i> para jogada 06 da partida 01	83
IMAGEM 16	Resultados do <i>HRV Analysis Software</i> para jogada 07 da partida 01	84
IMAGEM 17	Resultados do <i>HRV Analysis Software</i> para jogada 08 da partida 01	85
IMAGEM 18	Resultados do <i>HRV Analysis Software</i> para jogada 09 da partida 01	86
IMAGEM 19	Resultados do <i>HRV Analysis Software</i> para jogada 10 da partida 01	87
IMAGEM 20	Resultados do <i>HRV Analysis Software</i> para jogada 11 da partida 01	88
IMAGEM 21	Resultados do <i>HRV Analysis Software</i> para jogada 12 da partida 01	89
IMAGEM 22	Resultados do <i>HRV Analysis Software</i> para jogada 13 da partida 01	90
IMAGEM 23	Resultados do <i>HRV Analysis Software</i> para jogada 14 da partida 01	91
IMAGEM 24	Resultados do <i>HRV Analysis Software</i> para jogada 15 da partida 01	92

IMAGEM 25	Resultados do HRV Analysis Software para jogada 16 da partida 01	93
IMAGEM 26	Resultados do HRV Analysis Software para jogada 17 da partida 01	94
IMAGEM 27	Resultados do HRV Analysis Software para jogada 18 da partida 01	95
IMAGEM 28	Resultados do HRV Analysis Software para jogada 19 da partida 01	96
IMAGEM 29	Resultados do HRV Analysis Software para jogada 20 da partida 01	97
IMAGEM 30	Resultados do HRV Analysis Software para jogada 21 da partida 01	98
IMAGEM 31	Resultados do HRV Analysis Software para jogada 22 da partida 01	99
IMAGEM 32	Resultados do HRV Analysis Software para jogada 23 da partida 01	100
IMAGEM 33	Resultados do HRV Analysis Software para jogada 24 da partida 01	101
IMAGEM 34	Resultados do HRV Analysis Software para jogada 25 da partida 01	102
IMAGEM 35	Resultados do HRV Analysis Software para jogada 26 da partida 01	103
IMAGEM 36	Resultados do HRV Analysis Software para jogada 27 da partida 01	104
IMAGEM 37	Resultados do HRV Analysis Software para jogada 28 da partida 01	105
IMAGEM 38	Resultados do HRV Analysis Software para jogada 29 da partida 01	106
IMAGEM 39	Resultados do HRV Analysis Software para jogada 30 da partida 01	107
IMAGEM 40	Resultados do HRV Analysis Software para jogada 31 da partida 01	108
IMAGEM 41	Resultados do HRV Analysis Software para jogada 32 da partida 01	109
IMAGEM 42	Resultados do HRV Analysis Software para jogada 33 da partida 01	110
IMAGEM 43	Resultados do HRV Analysis Software para jogada 34 da partida 01	111
IMAGEM 44	Resultados do HRV Analysis Software para jogada 35 da partida 01	112
IMAGEM 45	Resultados do HRV Analysis Software para jogada 36 da partida 01	113
IMAGEM 46	Resultados do HRV Analysis Software para jogada 37 da partida 01	114
IMAGEM 47	Resultados do HRV Analysis Software para jogada 38 da partida 01	115
IMAGEM 48	Resultados do HRV Analysis Software para jogada 39 da partida 01	116
IMAGEM 49	Resultados do HRV Analysis Software para jogada 40 da partida 01	117
IMAGEM 50	Resultados do HRV Analysis Software para jogada 41 da partida 01	118
IMAGEM 51	Resultados do HRV Analysis Software para jogada 42 da partida 01	119

IMAGEM 52	Resultados do HRV Analysis Software para jogada 43 da partida 01	120
IMAGEM 53	Resultados do HRV Analysis Software para jogada 44 da partida 01	121
IMAGEM 54	Resultados do HRV Analysis Software para jogada 45 da partida 01	122
IMAGEM 55	Resultados do HRV Analysis Software para jogada 01 da partida 02	123
IMAGEM 56	Resultados do HRV Analysis Software para jogada 02 da partida 02	124
IMAGEM 57	Resultados do HRV Analysis Software para jogada 03 da partida 02	125
IMAGEM 58	Resultados do HRV Analysis Software para jogada 04 da partida 02	126
IMAGEM 59	Resultados do HRV Analysis Software para jogada 05 da partida 02	127
IMAGEM 60	Resultados do HRV Analysis Software para jogada 06 da partida 02	128
IMAGEM 61	Resultados do HRV Analysis Software para jogada 07 da partida 02	129
IMAGEM 62	Resultados do HRV Analysis Software para jogada 08 da partida 02	130
IMAGEM 63	Resultados do HRV Analysis Software para jogada 09 da partida 02	131
IMAGEM 64	Resultados do HRV Analysis Software para jogada 10 da partida 02	132
IMAGEM 65	Resultados do HRV Analysis Software para jogada 11 da partida 02	133
IMAGEM 66	Resultados do HRV Analysis Software para jogada 12 da partida 02	134
IMAGEM 67	Resultados do HRV Analysis Software para jogada 13 da partida 02	135
IMAGEM 68	Resultados do HRV Analysis Software para jogada 14 da partida 02	136
IMAGEM 69	Resultados do HRV Analysis Software para jogada 15 da partida 02	137
IMAGEM 70	Resultados do HRV Analysis Software para jogada 16 da partida 02	138
IMAGEM 71	Resultados do HRV Analysis Software para jogada 17 da partida 02	139

## **10 LISTA DE TABELAS**

TABELA 01	Dados da FC e VFC durante o repouso, primeiro e segundo jogo	47
TABELA 02	Coeficiente das correlações	48

## 11 LISTA DE SIGLAS

**FC** – Frequência Cardíaca.

**R-R** – Intervalo de tempo normalmente expresso em milissegundos entre as ondas R da atividade elétrica do coração. A assinatura energética R do complexo QRS (presente para cada batimento) constitui-se em um pico de energia superior aos demais, e por isto pode ser facilmente utilizado como referencial para a mensuração do intervalo de tempo entre os batimentos cardíacos.

**ms** - Milissegundos.

**VFC** – Variabilidade da frequência cardíaca. Expressão na língua inglesa: *HRV - Heart rate variability*.

**FMB** - frequência muito baixa, do inglês: *VLf - Very low Frequency*. Refere-se a uma das faixas de frequência da VFC pela análise espectral.

**BF** - Baixa frequência da VFC pela análise espectral. *LF - Low Frequency*

**AF** - Alta frequência da VFC pela análise espectral. *HF - High Frequency*.

**BF/AF**– Relação entre os componentes BF e AF. *LF/HF*

**bmp** – Batimentos por minuto.

**DP** - Desvio padrão. *SD - Standard Deviation*.

**RMSSD** – Índice de medida da VFC, em inglês, que se refere à raiz quadrada da média das diferenças sucessivas ao quadrado, entre R-R adjacentes.

**SNC** – Sistema nervoso central

**SNA** – Sistema nervoso autônomo.

**SPSS** - *Statistical Package for Social Sciences*. Em português: Pacote estatístico para ciências sociais.

**p** – Índice de significância.

**r** – Índice de correlação.

**LANESPE** – Laboratório de Neurociência do Esporte e Exercício, coordenado pelo professor Dr. Emílio Takase.

**UFSC** – Universidade Federal de Santa Catarina.

## **12 ANEXOS**

## Anexo 01

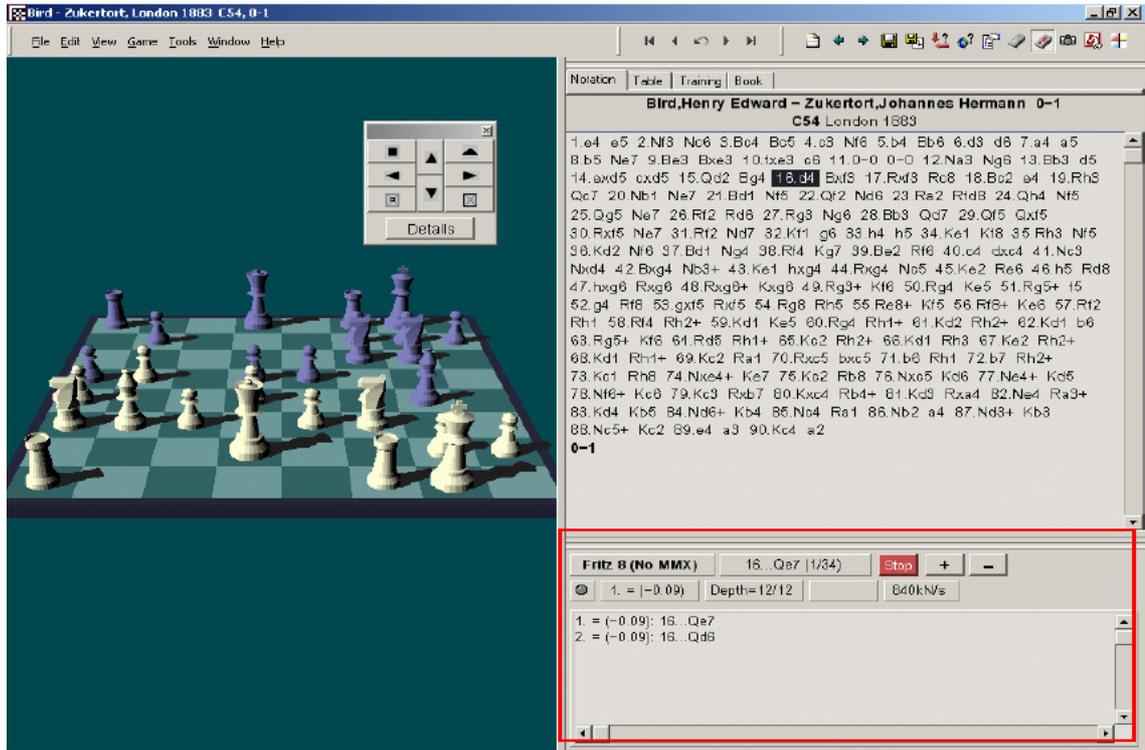
Foto Monitor FC Polar



**Monitor de pulso, cinta torácica e receptor dos dados, integrantes do Monitor de Freqüência Cardíaca da marca e modelo (S810i) que utilizamos.**

## Anexo 02

Imagem do *Software* Fritz para competição de xadrez



Programa Fritz, registro das jogadas de um enxadrista e sua análise.

## **13 APÊNDICES**



TERMO DE CONSENTIMENTO INFORMADO PARA PESQUISA CIENTÍFICA

Prezado Senhor:

Vimos através deste convidá-lo (a) a participar de uma pesquisa que está sendo realizada na Universidade Federal de Santa Catarina, intitulada **“FREQUÊNCIA CARDÍACA, VARIABILIDADE DA FREQUÊNCIA CARDÍACA E O DESEMPENHO EM UMA PARTIDA DE XADREZ”**. Essa pesquisa tem como objetivo analisar a relação da Frequência Cardíaca e Variabilidade da Frequência Cardíaca com o processo de tomada de decisão durante uma partida de xadrez. Os participantes realizarão uma partida de xadrez estando monitorados por equipamentos que medirão a frequência cardíaca e variabilidade da frequência cardíaca.

**A participação é voluntária.** Caso você aceite participar, solicitamos a permissão para que possamos utilizar os resultados dos testes que serão realizados, sendo que apenas os pesquisadores terão acesso direto às informações. Estes procedimentos, a princípio, não trazem riscos ou desconfortos. Informamos, também, que a qualquer momento você poderá desistir da participação da pesquisa.

Qualquer informação adicional ou esclarecimento acerca desta pesquisa poderá ser obtido junto ao pesquisador **Luciano Bertol Teixeira** pelo telefone 3025 2493, ou pelo endereço eletrônico [psyluciano@yahoo.com.br](mailto:psyluciano@yahoo.com.br).

Eu, \_\_\_\_\_, abaixo assinado, declaro por meio deste documento, meu consentimento em participar da pesquisa **“FREQUÊNCIA CARDÍACA E VARIABILIDADE DA FREQUÊNCIA CARDÍACA COMO INDICATIVOS PARA DESEMPENHO EM UMA PARTIDA DE XADREZ”**, que será realizada no Laboratório de Neuropsicologia do Esporte e Exercício - LANESPE

Declaro ainda que estou ciente de seu objetivo e métodos, bem como de meus direitos de anonimato e de desistir a qualquer momento.

Florianópolis, \_\_\_\_ de \_\_\_\_\_ de 200\_\_.

\_\_\_\_\_  
Assinatura

## Apêndice 02

### TERMO DE CONSENTIMENTO PARA A COMPETIÇÃO DESAFIANDO FRITZ

Prezado Senhor:

Vimos através deste convidá-lo a participar de uma competição que está sendo organizada pelo Laboratório de Neuropsicologia do Esporte e Exercício – LANESPE, intitulada: “**DESAFIANDO FRITZ**”. A competição se dará entre os integrantes do programa de treinamento de xadrez da Universidade Federal de Santa Catarina filiados à CBX, com Rating entre 1800 e 2000 pontos que foram selecionados e consentiram em participar, simultaneamente, da pesquisa: “**Frequência cardíaca, variabilidade da frequência cardíaca e o desempenho em uma partida de xadrez**”

**A participação é voluntária.** Caso você aceite a participar, será proposto que desafie o *Software* Fritz em uma disputa de Xadrez rápido.

Qualquer informação adicional ou esclarecimento acerca da competição poderá ser obtido junto ao pesquisador **Luciano Bertol Teixeira** pelo telefone 3025 2493, ou pelo endereço eletrônico [psyluciano@yahoo.com.br](mailto:psyluciano@yahoo.com.br).

Eu, \_\_\_\_\_, abaixo assinado, declaro por meio deste documento, meu consentimento em participar da competição “**DESAFIANDO FRITZ**”, que será realizada no Laboratório de Neuropsicologia do Esporte e Exercício – LANESPE.

Declaro ainda que estou ciente das regras do Xadrez rápido, da situação experimental que ocorrerá conjuntamente, bem como de meus direitos de anonimato e de desistir a qualquer momento.

Florianópolis, \_\_\_\_ de \_\_\_\_\_ de 200\_\_.

---

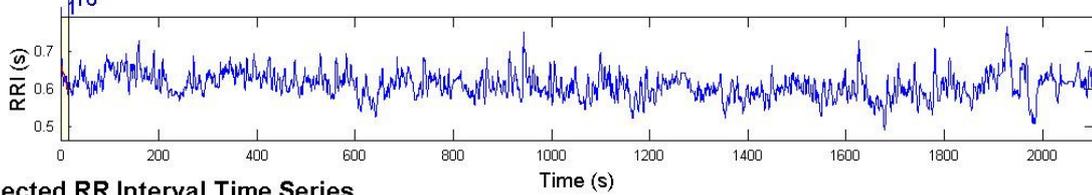
Assinatura



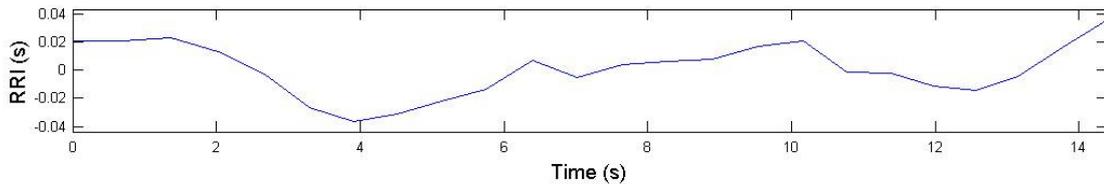
Jogadas realizadas contra Fritz - Tempo de cada jogada e precisão da jogada																														
01 <sup>a</sup>	02 <sup>a</sup>	03 <sup>a</sup>	04 <sup>a</sup>	05 <sup>a</sup>	06 <sup>a</sup>	07 <sup>a</sup>	08 <sup>a</sup>	09 <sup>a</sup>	10 <sup>a</sup>	11 <sup>a</sup>	12 <sup>a</sup>	13 <sup>a</sup>	14 <sup>a</sup>	15 <sup>a</sup>	16 <sup>a</sup>	17 <sup>a</sup>	18 <sup>a</sup>	19 <sup>a</sup>	20 <sup>a</sup>	21 <sup>a</sup>	22 <sup>a</sup>	23 <sup>a</sup>	24 <sup>a</sup>	25 <sup>a</sup>	26 <sup>a</sup>	27 <sup>a</sup>	28 <sup>a</sup>	29 <sup>a</sup>	30 <sup>a</sup>	
31 <sup>a</sup>	32 <sup>a</sup>	33 <sup>a</sup>	34 <sup>a</sup>	35 <sup>a</sup>	36 <sup>a</sup>	37 <sup>a</sup>	38 <sup>a</sup>	39 <sup>a</sup>	40 <sup>a</sup>	41 <sup>a</sup>	42 <sup>a</sup>	43 <sup>a</sup>	44 <sup>a</sup>	45 <sup>a</sup>	46 <sup>a</sup>	47 <sup>a</sup>	48 <sup>a</sup>	49 <sup>a</sup>	50 <sup>a</sup>	51 <sup>a</sup>	52 <sup>a</sup>	53 <sup>a</sup>	54 <sup>a</sup>	55 <sup>a</sup>	56 <sup>a</sup>	57 <sup>a</sup>	58 <sup>a</sup>	59 <sup>a</sup>	60 <sup>a</sup>	
Média e Desvio Padrão dos valores da Frequência Cardíaca para cada jogada																														
01 <sup>a</sup>	02 <sup>a</sup>	03 <sup>a</sup>	04 <sup>a</sup>	05 <sup>a</sup>	06 <sup>a</sup>	07 <sup>a</sup>	08 <sup>a</sup>	09 <sup>a</sup>	10 <sup>a</sup>	11 <sup>a</sup>	12 <sup>a</sup>	13 <sup>a</sup>	14 <sup>a</sup>	15 <sup>a</sup>	16 <sup>a</sup>	17 <sup>a</sup>	18 <sup>a</sup>	19 <sup>a</sup>	20 <sup>a</sup>	21 <sup>a</sup>	22 <sup>a</sup>	23 <sup>a</sup>	24 <sup>a</sup>	25 <sup>a</sup>	26 <sup>a</sup>	27 <sup>a</sup>	28 <sup>a</sup>	29 <sup>a</sup>	30 <sup>a</sup>	
31 <sup>a</sup>	32 <sup>a</sup>	33 <sup>a</sup>	34 <sup>a</sup>	35 <sup>a</sup>	36 <sup>a</sup>	37 <sup>a</sup>	38 <sup>a</sup>	39 <sup>a</sup>	40 <sup>a</sup>	41 <sup>a</sup>	42 <sup>a</sup>	43 <sup>a</sup>	44 <sup>a</sup>	45 <sup>a</sup>	46 <sup>a</sup>	47 <sup>a</sup>	48 <sup>a</sup>	49 <sup>a</sup>	50 <sup>a</sup>	51 <sup>a</sup>	52 <sup>a</sup>	53 <sup>a</sup>	54 <sup>a</sup>	55 <sup>a</sup>	56 <sup>a</sup>	57 <sup>a</sup>	58 <sup>a</sup>	59 <sup>a</sup>	60 <sup>a</sup>	
Média e Desvio Padrão dos valores da Variabilidade da Frequência Cardíaca para cada jogada – Análise temporal																														
01 <sup>a</sup>	02 <sup>a</sup>	03 <sup>a</sup>	04 <sup>a</sup>	05 <sup>a</sup>	06 <sup>a</sup>	07 <sup>a</sup>	08 <sup>a</sup>	09 <sup>a</sup>	10 <sup>a</sup>	11 <sup>a</sup>	12 <sup>a</sup>	13 <sup>a</sup>	14 <sup>a</sup>	15 <sup>a</sup>	16 <sup>a</sup>	17 <sup>a</sup>	18 <sup>a</sup>	19 <sup>a</sup>	20 <sup>a</sup>	21 <sup>a</sup>	22 <sup>a</sup>	23 <sup>a</sup>	24 <sup>a</sup>	25 <sup>a</sup>	26 <sup>a</sup>	27 <sup>a</sup>	28 <sup>a</sup>	29 <sup>a</sup>	30 <sup>a</sup>	
31 <sup>a</sup>	32 <sup>a</sup>	33 <sup>a</sup>	34 <sup>a</sup>	35 <sup>a</sup>	36 <sup>a</sup>	37 <sup>a</sup>	38 <sup>a</sup>	39 <sup>a</sup>	40 <sup>a</sup>	41 <sup>a</sup>	42 <sup>a</sup>	43 <sup>a</sup>	44 <sup>a</sup>	45 <sup>a</sup>	46 <sup>a</sup>	47 <sup>a</sup>	48 <sup>a</sup>	49 <sup>a</sup>	50 <sup>a</sup>	51 <sup>a</sup>	52 <sup>a</sup>	53 <sup>a</sup>	54 <sup>a</sup>	55 <sup>a</sup>	56 <sup>a</sup>	57 <sup>a</sup>	58 <sup>a</sup>	59 <sup>a</sup>	60 <sup>a</sup>	
Variabilidade da Frequência Cardíaca para cada jogada – Análise espectral nas frequências Muito Baixa, Baixa e Alta																														
01 <sup>a</sup>	02 <sup>a</sup>	03 <sup>a</sup>	04 <sup>a</sup>	05 <sup>a</sup>	06 <sup>a</sup>	07 <sup>a</sup>	08 <sup>a</sup>	09 <sup>a</sup>	10 <sup>a</sup>	11 <sup>a</sup>	12 <sup>a</sup>	13 <sup>a</sup>	14 <sup>a</sup>	15 <sup>a</sup>	16 <sup>a</sup>	17 <sup>a</sup>	18 <sup>a</sup>	19 <sup>a</sup>	20 <sup>a</sup>	21 <sup>a</sup>	22 <sup>a</sup>	23 <sup>a</sup>	24 <sup>a</sup>	25 <sup>a</sup>	26 <sup>a</sup>	27 <sup>a</sup>	28 <sup>a</sup>	29 <sup>a</sup>	30 <sup>a</sup>	
31 <sup>a</sup>	32 <sup>a</sup>	33 <sup>a</sup>	34 <sup>a</sup>	35 <sup>a</sup>	36 <sup>a</sup>	37 <sup>a</sup>	38 <sup>a</sup>	39 <sup>a</sup>	40 <sup>a</sup>	41 <sup>a</sup>	42 <sup>a</sup>	43 <sup>a</sup>	44 <sup>a</sup>	45 <sup>a</sup>	46 <sup>a</sup>	47 <sup>a</sup>	48 <sup>a</sup>	49 <sup>a</sup>	50 <sup>a</sup>	51 <sup>a</sup>	52 <sup>a</sup>	53 <sup>a</sup>	54 <sup>a</sup>	55 <sup>a</sup>	56 <sup>a</sup>	57 <sup>a</sup>	58 <sup>a</sup>	59 <sup>a</sup>	60 <sup>a</sup>	

# Heart Rate Variability Analysis

## RR Interval Time Series



## Selected RR Interval Time Series



### Time Domain Results

Variable	Units	Value
<b>Statistical Measures</b>		
Mean RR*	(s)	0.628
STD	(s)	0.019
Mean HR*	(1/min)	95.65
STD	(1/min)	2.78
RMSSD	(ms)	12.2
NN50	(count)	0
pNN50	(%)	0.0
<b>Geometric Measures</b>		
RR triangular index		0.048
TINN	(ms)	115.0

Distributions\*

### Poincare Plot\*

SD1 = 9.3 ms ↔ (Short-term HRV)  
SD2 = 36.4 ms ↔ (Long-term HRV)

### Frequency Domain Results

#### Non Parametric Spectrum (FFT)

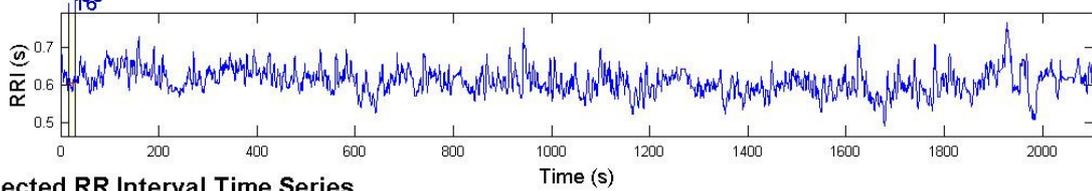
Frequency Band	Peak (Hz)	Power (ms <sup>2</sup> )	Power (%)	Power (n.u.)
VLF	0.0391	0	2.2	
LF	0.1484	0	17.9	18.3
HF	0.2500	0	79.9	81.7
LF/HF			0.224	

#### Parametric Spectrum (AR Model)

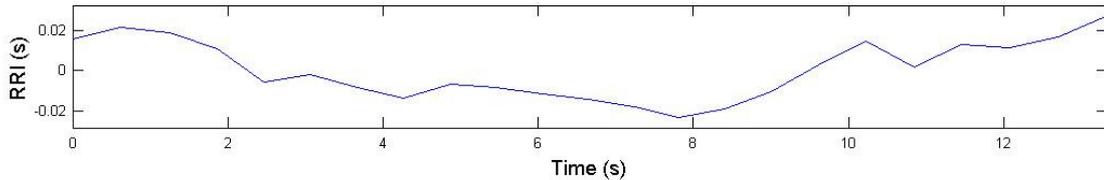
Frequency Band	Peak (Hz)	Power (ms <sup>2</sup> )	Power (%)	Power (n.u.)
VLF	0.0000	0	0.0	
LF	0.1309	209	95.9	78.8
HF	0.2383	9	4.1	3.3
LF/HF			23.688	

# Heart Rate Variability Analysis

## RR Interval Time Series



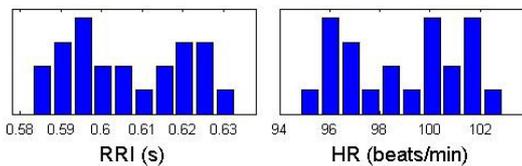
## Selected RR Interval Time Series



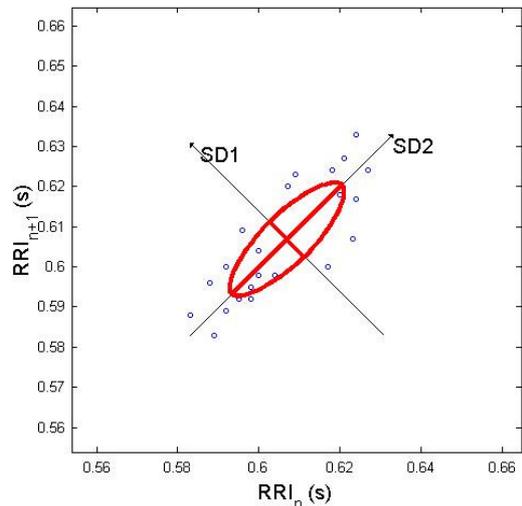
## Time Domain Results

Variable	Units	Value
<b>Statistical Measures</b>		
Mean RR*	(s)	0.607
STD	(s)	0.015
Mean HR*	(1/min)	98.92
STD	(1/min)	2.37
RMSSD	(ms)	8.0
NN50	(count)	0
pNN50	(%)	0.0
<b>Geometric Measures</b>		
RR triangular index		0.028
TINN	(ms)	65.0

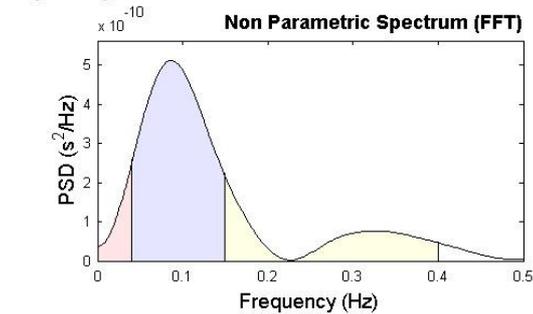
## Distributions\*



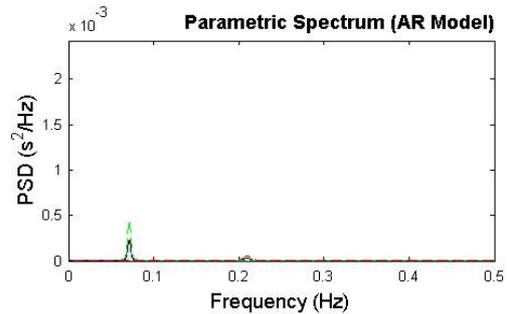
## Poincare Plot\* SD1 = 6.2 ms ↔ (Short-term HRV) SD2 = 19.3 ms ↔ (Long-term HRV)



## Frequency Domain Results



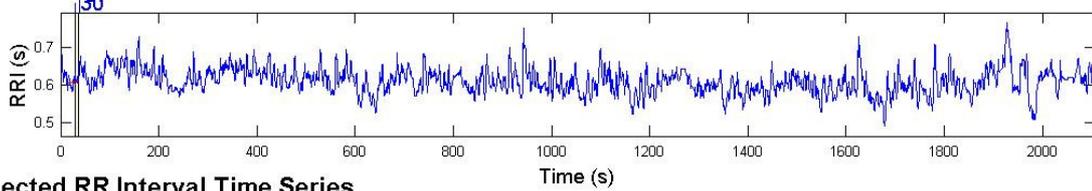
Frequency Band	Peak (Hz)	Power (ms <sup>2</sup> )	Power (%)	Power (n.u.)
VLF	0.0391	0	7.1	
LF	0.0859	0	69.0	74.2
HF	0.1504	0	23.9	25.8
LF/HF			2.883	



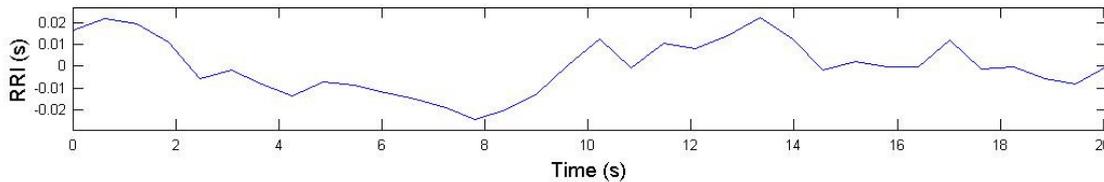
Frequency Band	Peak (Hz)	Power (ms <sup>2</sup> )	Power (%)	Power (n.u.)
VLF	0.0000	0	0.0	
LF	0.0723	1	75.3	30.9
HF	0.2109	0	24.7	10.2
LF/HF			3.046	

# Heart Rate Variability Analysis

## RR Interval Time Series



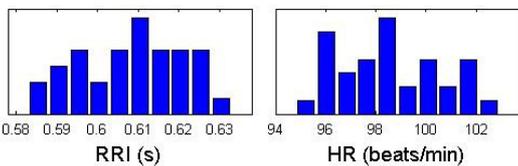
## Selected RR Interval Time Series



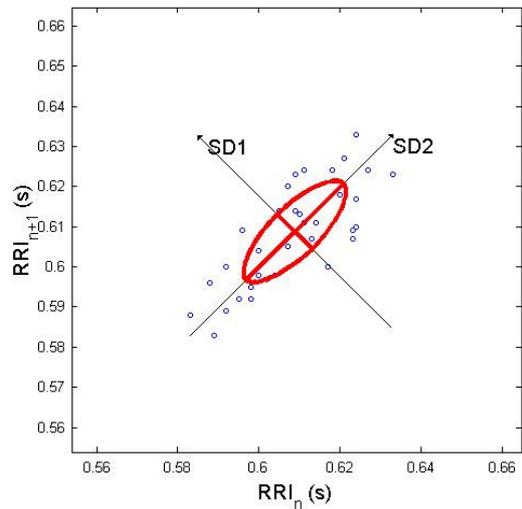
## Time Domain Results

Variable	Units	Value
<b>Statistical Measures</b>		
Mean RR*	(s)	0.609
STD	(s)	0.012
Mean HR*	(1/min)	98.60
STD	(1/min)	2.02
RMSSD	(ms)	8.0
NN50	(count)	0
pNN50	(%)	0.0
<b>Geometric Measures</b>		
RR triangular index		0.030
TINN	(ms)	65.0

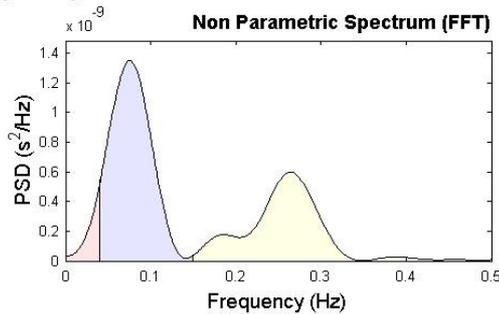
## Distributions\*



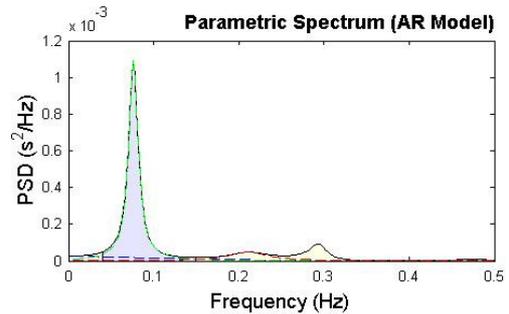
## Poincare Plot\* SD1 = 6.2 ms ↔ (Short-term HRV) SD2 = 17.1 ms ↔ (Long-term HRV)



## Frequency Domain Results



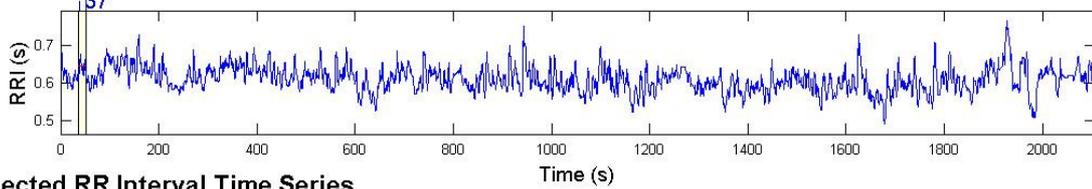
Frequency Band	Peak (Hz)	Power (ms <sup>2</sup> )	Power (%)	Power (n.u.)
VLF	0.0391	0	5.1	
LF	0.0762	0	57.1	60.1
HF	0.2637	0	37.8	39.9
LF/HF			1.508	



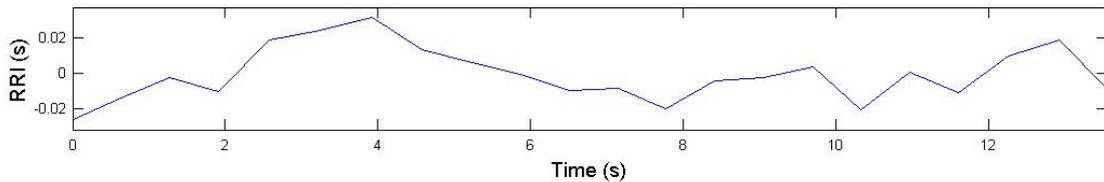
Frequency Band	Peak (Hz)	Power (ms <sup>2</sup> )	Power (%)	Power (n.u.)
VLF	0.0000	0	0.5	
LF	0.0762	23	86.6	69.7
HF	0.2109	3	13.0	10.4
LF/HF			6.679	

# Heart Rate Variability Analysis

## RR Interval Time Series



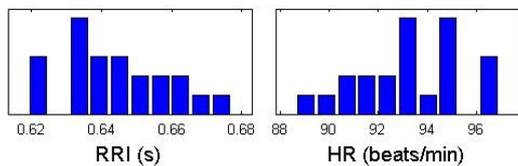
## Selected RR Interval Time Series



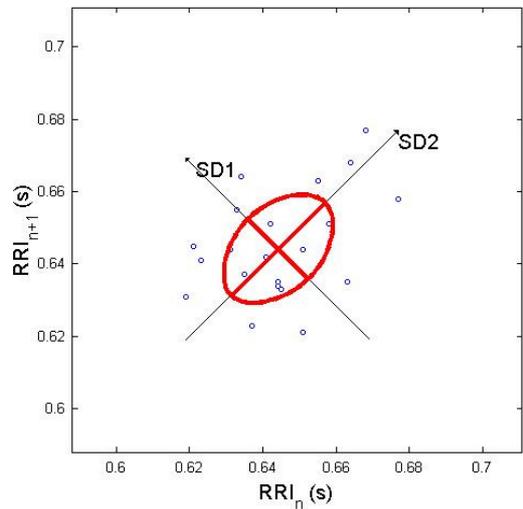
## Time Domain Results

Variable	Units	Value
<b>Statistical Measures</b>		
Mean RR*	(s)	0.644
STD	(s)	0.015
Mean HR*	(1/min)	93.20
STD	(1/min)	2.23
RMSSD	(ms)	14.9
NN50	(count)	0
pNN50	(%)	0.0
<b>Geometric Measures</b>		
RR triangular index		0.036
TINN	(ms)	85.0

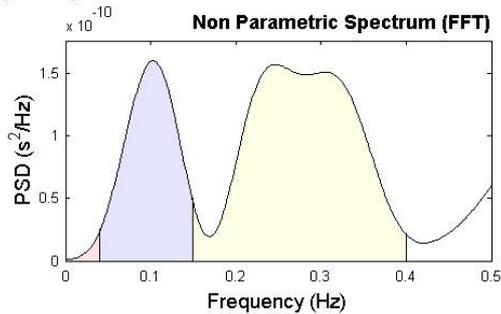
## Distributions\*



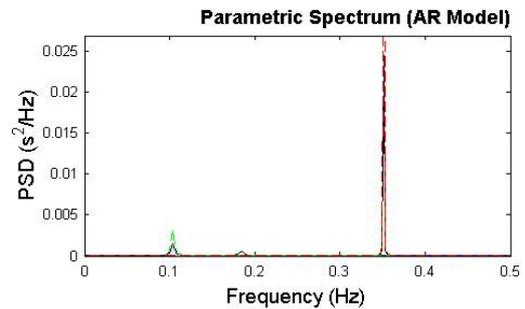
## Poincare Plot\* SD1 = 11.7 ms ↔ (Short-term HRV) SD2 = 18.2 ms ↔ (Long-term HRV)



## Frequency Domain Results



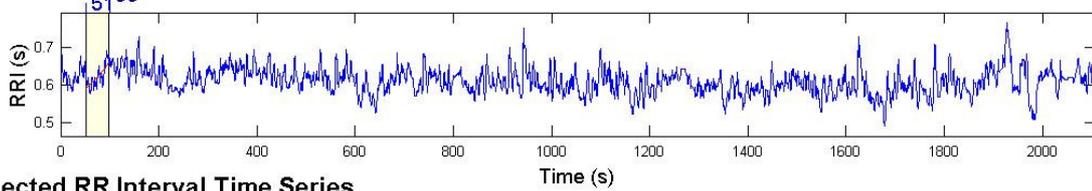
Frequency Band	Peak (Hz)	Power (ms <sup>2</sup> )	Power (%)	Power (n.u.)
VLF	0.0391	0	0.8	
LF	0.1035	0	30.9	31.2
HF	0.2461	0	68.3	68.8
LF/HF			0.453	



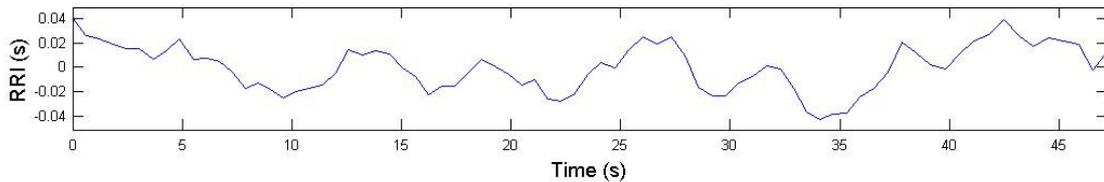
Frequency Band	Peak (Hz)	Power (ms <sup>2</sup> )	Power (%)	Power (n.u.)
VLF	0.0000	0	0.0	
LF	0.1035	11	25.6	21.7
HF	0.3516	32	74.4	63.0
LF/HF			0.344	

# Heart Rate Variability Analysis

## RR Interval Time Series



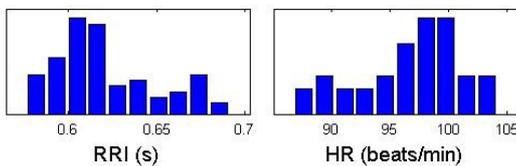
## Selected RR Interval Time Series



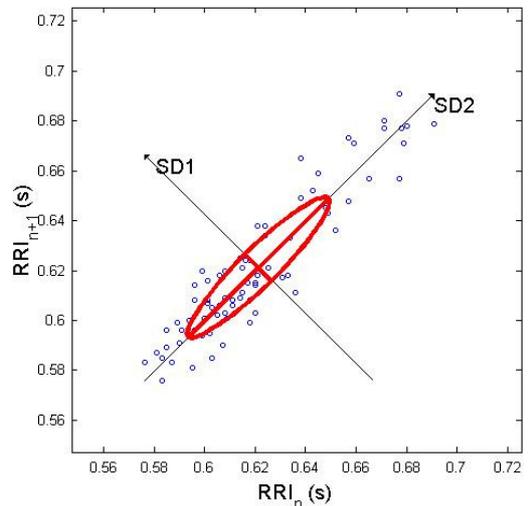
## Time Domain Results

Variable	Units	Value
<b>Statistical Measures</b>		
Mean RR*	(s)	0.621
STD	(s)	0.019
Mean HR*	(1/min)	96.78
STD	(1/min)	3.03
RMSSD	(ms)	10.4
NN50	(count)	0
pNN50	(%)	0.0
<b>Geometric Measures</b>		
RR triangular index		0.045
TINN	(ms)	100.0

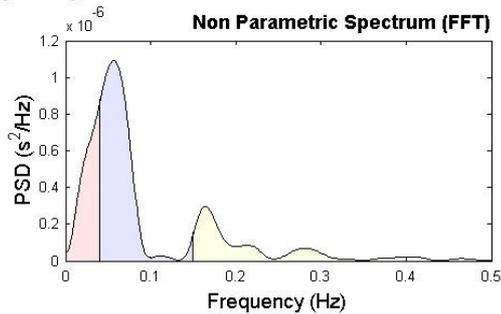
## Distributions\*



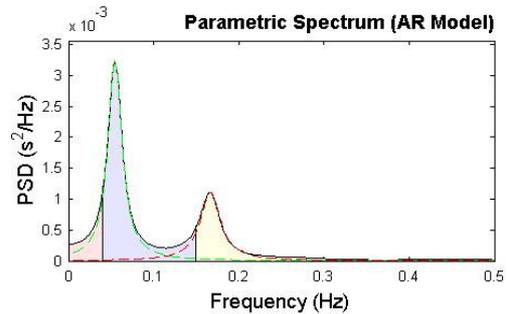
## Poincare Plot\* SD1 = 7.7 ms ↔ (Short-term HRV) SD2 = 39.5 ms ↔ (Long-term HRV)



## Frequency Domain Results



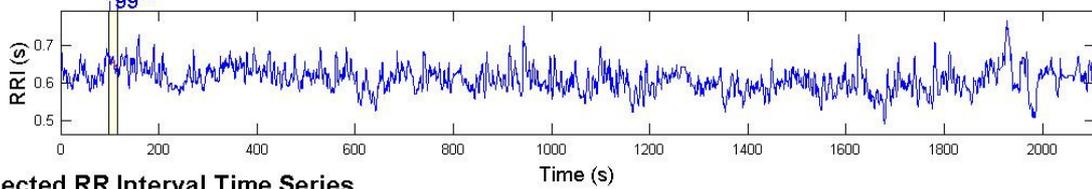
Frequency Band	Peak (Hz)	Power (ms <sup>2</sup> )	Power (%)	Power (n.u.)
VLF	0.0391	0	24.2	
LF	0.0566	0	54.7	72.1
HF	0.1641	0	21.1	27.9
LF/HF			2.587	



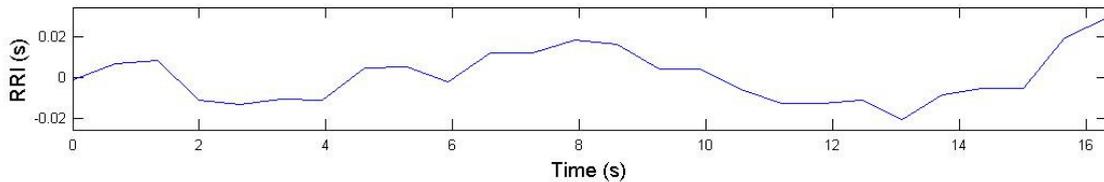
Frequency Band	Peak (Hz)	Power (ms <sup>2</sup> )	Power (%)	Power (n.u.)
VLF	0.0000	0	0.0	
LF	0.0547	100	67.6	63.2
HF	0.1660	48	32.4	30.2
LF/HF			2.088	

# Heart Rate Variability Analysis

## RR Interval Time Series



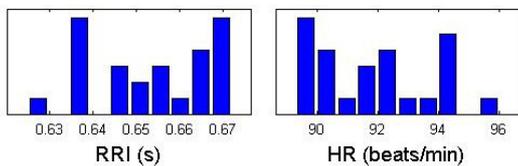
## Selected RR Interval Time Series



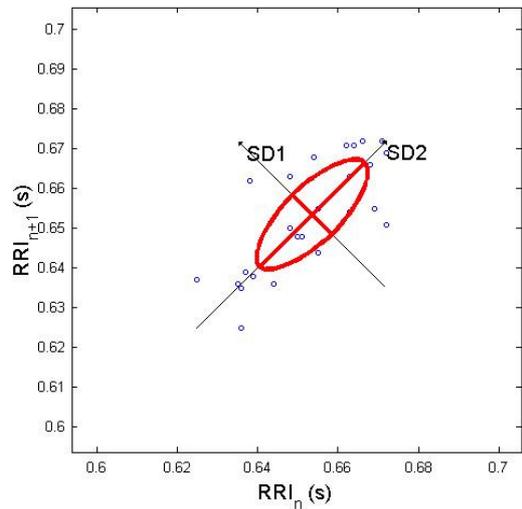
## Time Domain Results

Variable	Units	Value
<b>Statistical Measures</b>		
Mean RR*	(s)	0.654
STD	(s)	0.013
Mean HR*	(1/min)	91.85
STD	(1/min)	1.77
RMSSD	(ms)	9.5
NN50	(count)	0
pNN50	(%)	0.0
<b>Geometric Measures</b>		
RR triangular index		0.027
TINN	(ms)	55.0

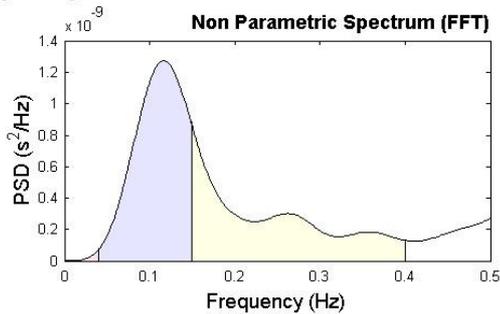
## Distributions\*



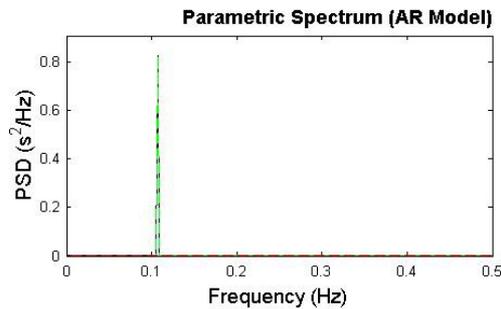
## Poincare Plot\* SD1 = 7.0 ms ↔ (Short-term HRV) SD2 = 18.6 ms ↔ (Long-term HRV)



## Frequency Domain Results



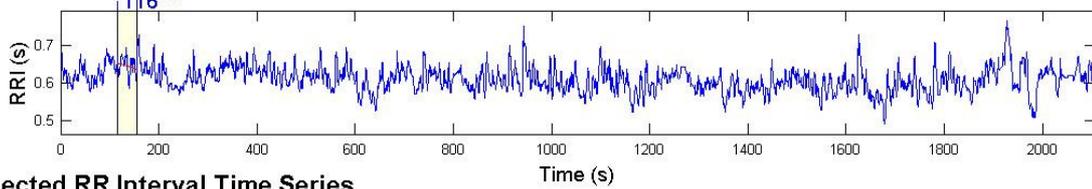
Frequency Band	Peak (Hz)	Power (ms <sup>2</sup> )	Power (%)	Power (n.u.)
VLF	0.0391	0	0.4	
LF	0.1172	0	56.6	56.8
HF	0.1504	0	43.0	43.2
LF/HF			1.317	



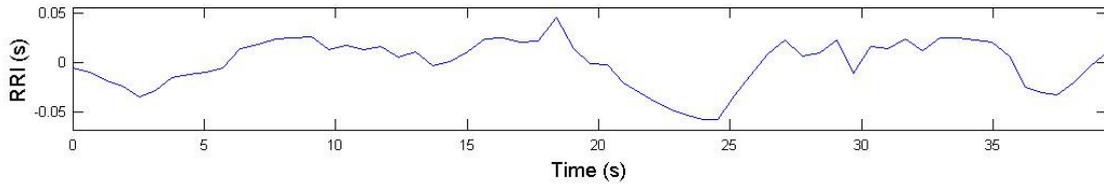
Frequency Band	Peak (Hz)	Power (ms <sup>2</sup> )	Power (%)	Power (n.u.)
VLF	0.0000	1	0.2	
LF	0.1074	360	97.0	88.9
HF	0.2754	11	2.9	2.6
LF/HF			33.659	

# Heart Rate Variability Analysis

## RR Interval Time Series



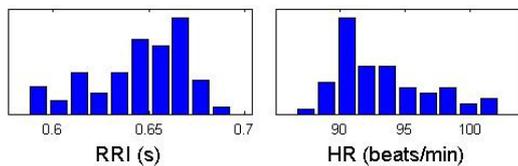
## Selected RR Interval Time Series



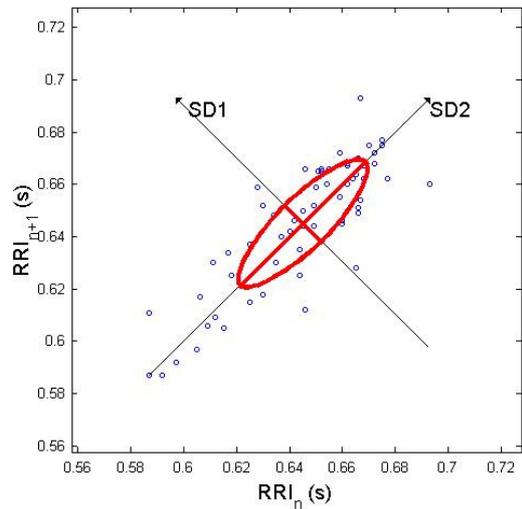
## Time Domain Results

Variable	Units	Value
<b>Statistical Measures</b>		
Mean RR*	(s)	0.645
STD	(s)	0.024
Mean HR*	(1/min)	93.16
STD	(1/min)	3.57
RMSSD	(ms)	13.0
NN50	(count)	0
pNN50	(%)	0.0
<b>Geometric Measures</b>		
RR triangular index		0.044
TINN	(ms)	100.0

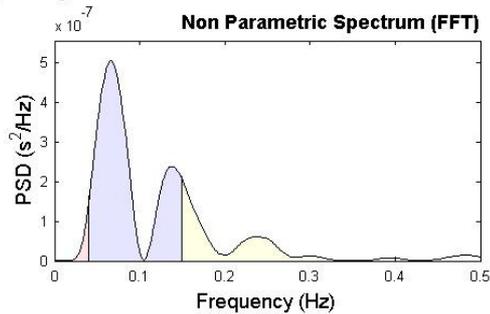
## Distributions\*



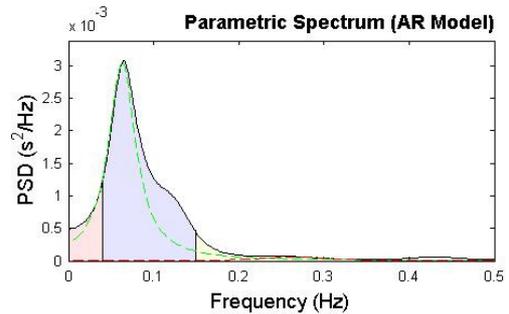
## Poincare Plot\* SD1 = 9.8 ms ↔ (Short-term HRV) SD2 = 33.6 ms ↔ (Long-term HRV)



## Frequency Domain Results



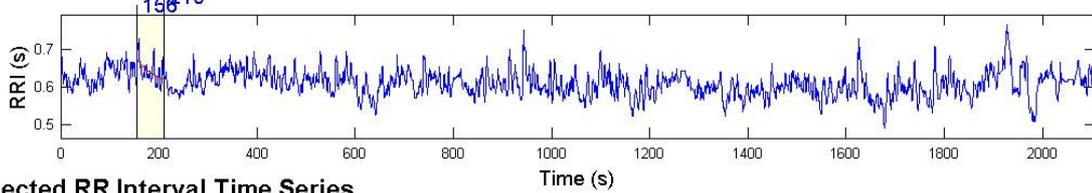
Frequency Band	Peak (Hz)	Power (ms <sup>2</sup> )	Power (%)	Power (n.u.)
VLF	0.0391	0	2.5	
LF	0.0664	0	74.7	76.7
HF	0.1504	0	22.7	23.3
LF/HF			3.285	



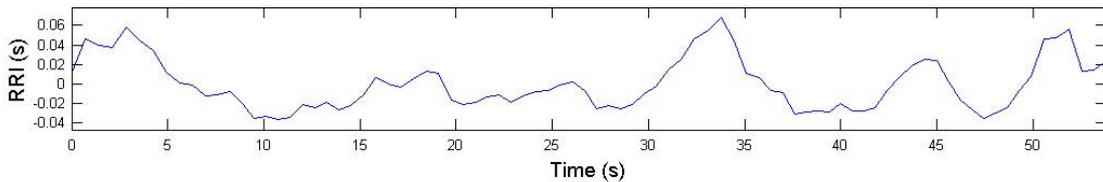
Frequency Band	Peak (Hz)	Power (ms <sup>2</sup> )	Power (%)	Power (n.u.)
VLF	0.0000	0	0.0	
LF	0.0625	166	96.5	72.1
HF	0.2676	6	3.5	2.6
LF/HF			27.777	

# Heart Rate Variability Analysis

## RR Interval Time Series



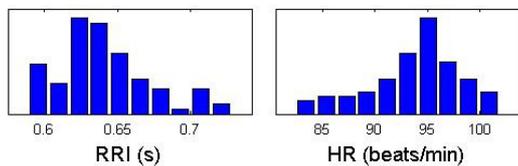
## Selected RR Interval Time Series



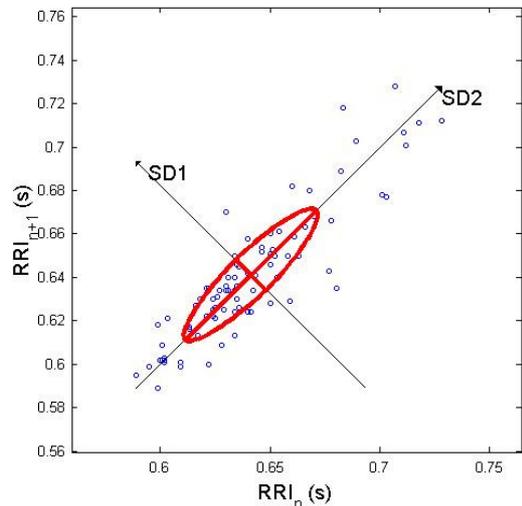
## Time Domain Results

Variable	Units	Value
<b>Statistical Measures</b>		
Mean RR*	(s)	0.641
STD	(s)	0.026
Mean HR*	(1/min)	93.79
STD	(1/min)	3.81
RMSSD	(ms)	13.5
NN50	(count)	0
pNN50	(%)	0.0
<b>Geometric Measures</b>		
RR triangular index		0.046
TINN	(ms)	105.0

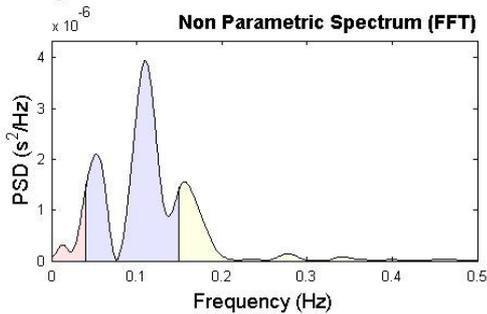
## Distributions\*



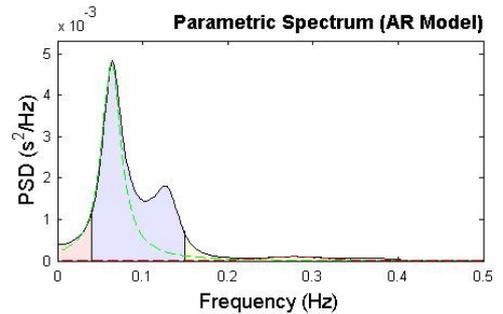
## Poincare Plot\* SD1 = 9.9 ms ↔ (Short-term HRV) SD2 = 42.4 ms ↔ (Long-term HRV)



## Frequency Domain Results



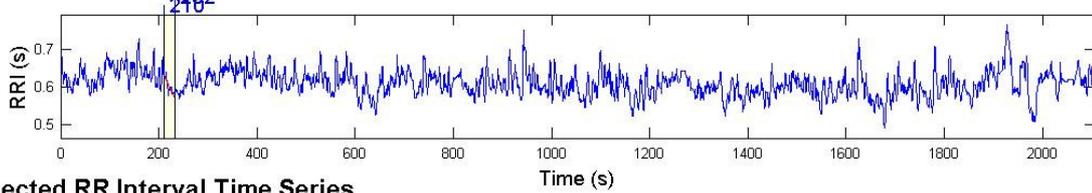
Frequency Band	Peak (Hz)	Power (ms <sup>2</sup> )	Power (%)	Power (n.u.)
VLF	0.0391	0	6.3	
LF	0.1094	0	73.3	78.2
HF	0.1563	0	20.4	21.8
LF/HF			3.583	



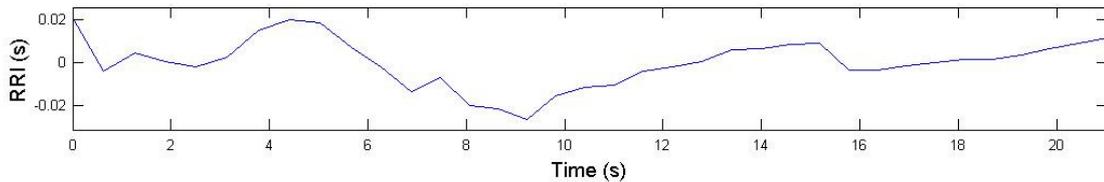
Frequency Band	Peak (Hz)	Power (ms <sup>2</sup> )	Power (%)	Power (n.u.)
VLF	0.0000	0	0.0	
LF	0.0625	193	95.4	66.0
HF	0.2773	9	4.6	3.1
LF/HF			20.938	

# Heart Rate Variability Analysis

## RR Interval Time Series



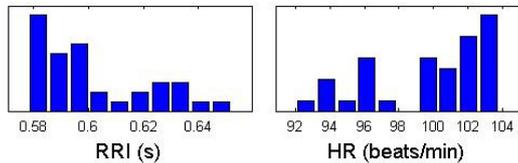
## Selected RR Interval Time Series



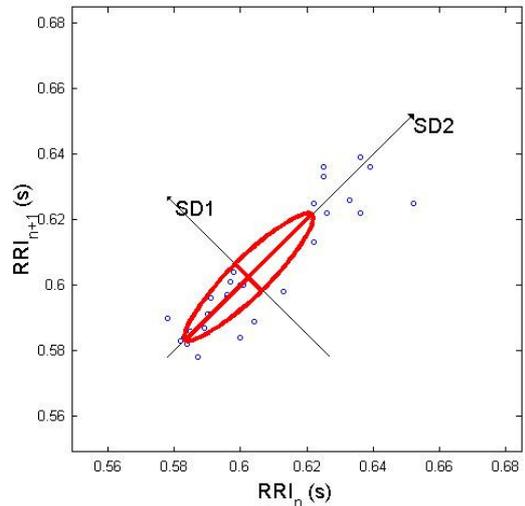
## Time Domain Results

Variable	Units	Value
<b>Statistical Measures</b>		
Mean RR*	(s)	0.602
STD	(s)	0.011
Mean HR*	(1/min)	99.71
STD	(1/min)	1.81
RMSSD	(ms)	7.5
NN50	(count)	0
pNN50	(%)	0.0
<b>Geometric Measures</b>		
RR triangular index		0.024
TINN	(ms)	50.0

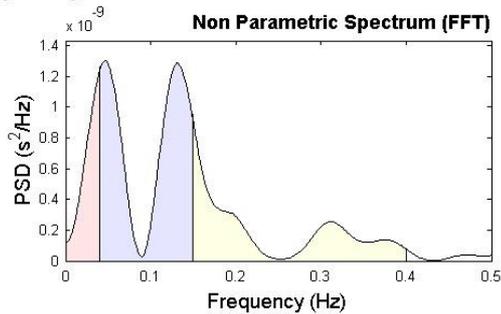
## Distributions\*



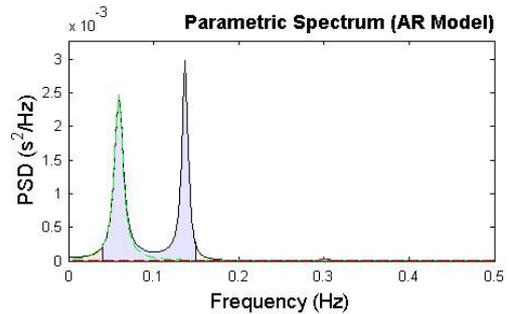
## Poincare Plot\* SD1 = 5.8 ms ↔ (Short-term HRV) SD2 = 27.1 ms ↔ (Long-term HRV)



## Frequency Domain Results



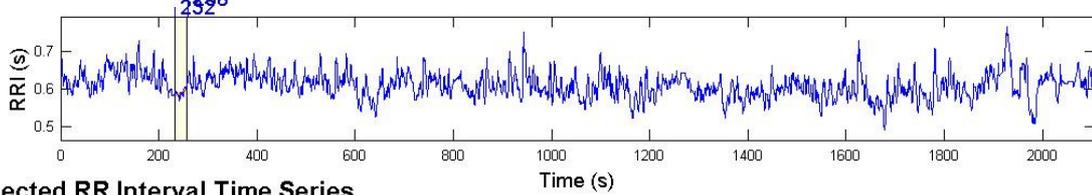
Frequency Band	Peak (Hz)	Power (ms <sup>2</sup> )	Power (%)	Power (n.u.)
VLF	0.0391	0	15.1	
LF	0.0469	0	54.6	64.3
HF	0.1504	0	30.3	35.7
LF/HF			1.800	



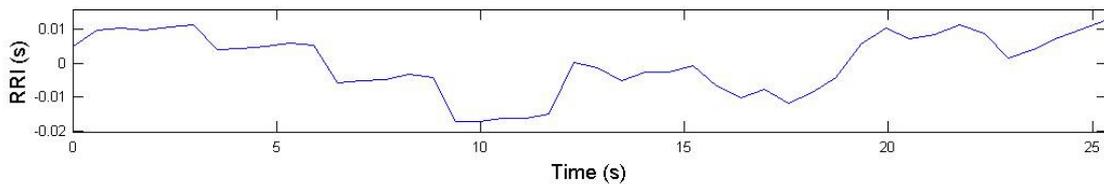
Frequency Band	Peak (Hz)	Power (ms <sup>2</sup> )	Power (%)	Power (n.u.)
VLF	0.0000	0	0.0	
LF	0.0586	46	97.2	52.3
HF	0.3008	1	2.8	1.5
LF/HF			34.109	

# Heart Rate Variability Analysis

## RR Interval Time Series



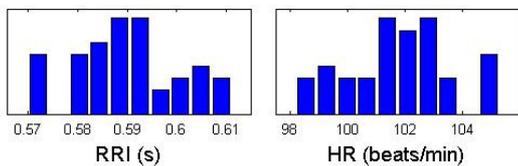
## Selected RR Interval Time Series



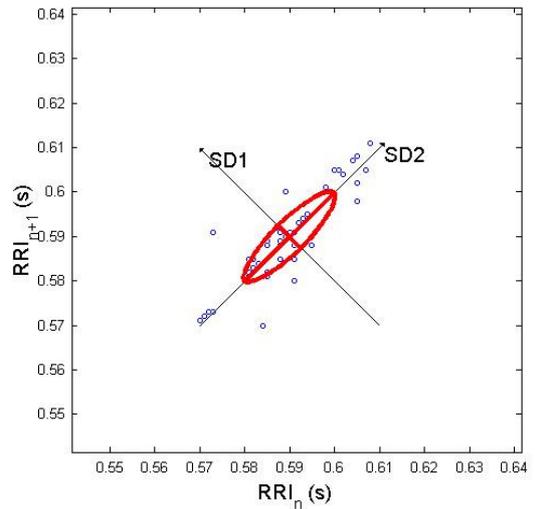
## Time Domain Results

Variable	Units	Value
<b>Statistical Measures</b>		
Mean RR*	(s)	0.590
STD	(s)	0.009
Mean HR*	(1/min)	101.74
STD	(1/min)	1.57
RMSSD	(ms)	4.8
NN50	(count)	0
pNN50	(%)	0.0
<b>Geometric Measures</b>		
RR triangular index		0.022
TINN	(ms)	-965.0

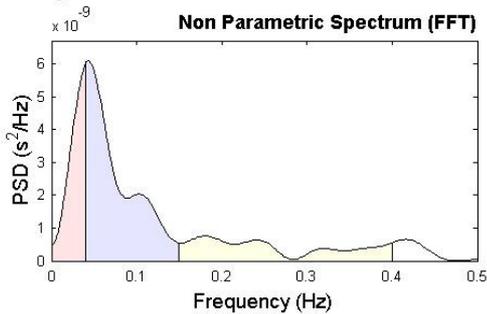
## Distributions\*



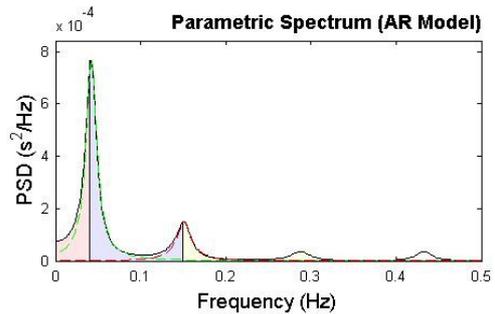
## Poincare Plot\* SD1 = 3.7 ms ↔ (Short-term HRV) SD2 = 14.1 ms ↔ (Long-term HRV)



## Frequency Domain Results



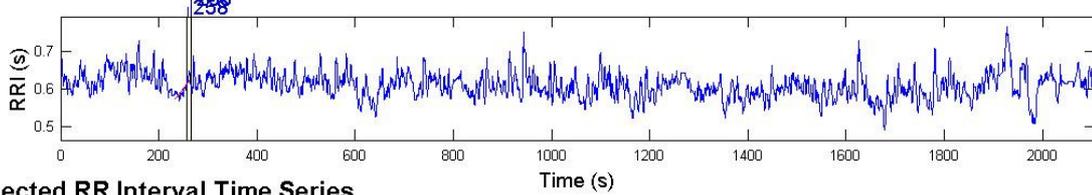
Frequency Band	Peak (Hz)	Power (ms <sup>2</sup> )	Power (%)	Power (n.u.)
VLF	0.0391	0	23.8	
LF	0.0430	0	54.8	71.9
HF	0.1797	0	21.4	28.1
LF/HF			2.559	



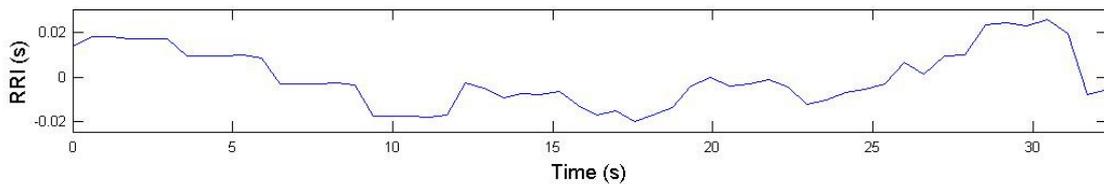
Frequency Band	Peak (Hz)	Power (ms <sup>2</sup> )	Power (%)	Power (n.u.)
VLF	0.0000	0	0.0	
LF	0.0430	19	79.3	69.1
HF	0.1504	5	20.7	18.0
LF/HF			3.836	

# Heart Rate Variability Analysis

## RR Interval Time Series



## Selected RR Interval Time Series



### Time Domain Results

Variable	Units	Value
<b>Statistical Measures</b>		
Mean RR*	(s)	0.599
STD	(s)	0.013
Mean HR*	(1/min)	100.36
STD	(1/min)	2.15
RMSSD	(ms)	6.3
NN50	(count)	0
pNN50	(%)	0.0
<b>Geometric Measures</b>		
RR triangular index		0.030
TINN	(ms)	90.0

Distributions\*

### Poincare Plot\*

SD1 = 4.8 ms ↔ (Short-term HRV)  
SD2 = 28.5 ms ↔ (Long-term HRV)

### Frequency Domain Results

#### Non Parametric Spectrum (FFT)

Frequency Band	Peak (Hz)	Power (ms <sup>2</sup> )	Power (%)	Power (n.u.)
VLF	0.0352	0	23.8	
LF	0.0410	0	59.3	77.9
HF	0.1504	0	16.9	22.1
LF/HF			3.515	

#### Parametric Spectrum (AR Model)

Frequency Band	Peak (Hz)	Power (ms <sup>2</sup> )	Power (%)	Power (n.u.)
VLF	0.0000	0	0.0	
LF	0.0410	46	96.7	66.4
HF	0.2871	2	3.3	2.3
LF/HF			29.002	

04-Dec-2007 - HRV Analysis Software v1.1

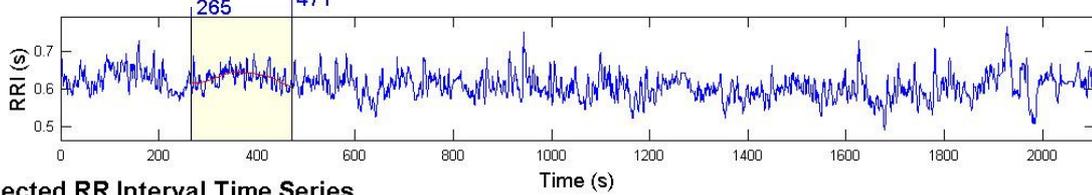
\*Results are calculated from the non-detrended selected RRI signal.

The Biomedical Signal Analysis Group  
Department of Applied Physics  
University of Kuopio, Finland

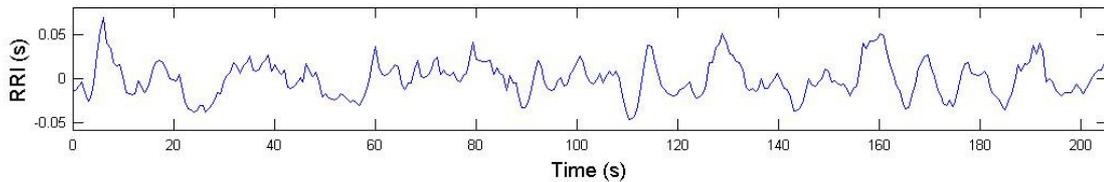
89

# Heart Rate Variability Analysis

## RR Interval Time Series



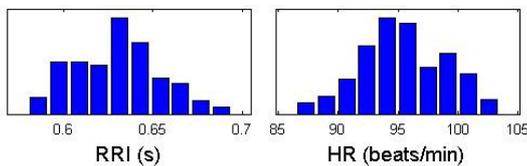
## Selected RR Interval Time Series



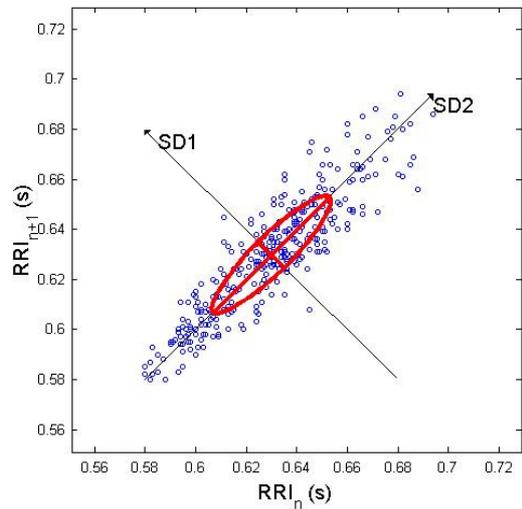
## Time Domain Results

Variable	Units	Value
<b>Statistical Measures</b>		
Mean RR*	(s)	0.630
STD	(s)	0.020
Mean HR*	(1/min)	95.39
STD	(1/min)	3.08
RMSSD	(ms)	10.2
NN50	(count)	0
pNN50	(%)	0.0
<b>Geometric Measures</b>		
RR triangular index		0.054
TINN	(ms)	105.0

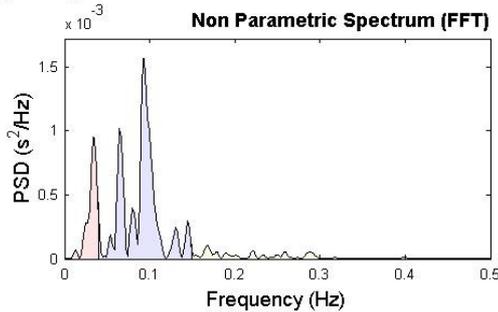
## Distributions\*



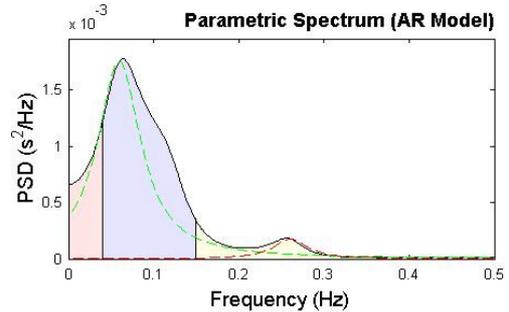
## Poincare Plot\* SD1 = 7.5 ms ↔ (Short-term HRV) SD2 = 32.7 ms ↔ (Long-term HRV)



## Frequency Domain Results



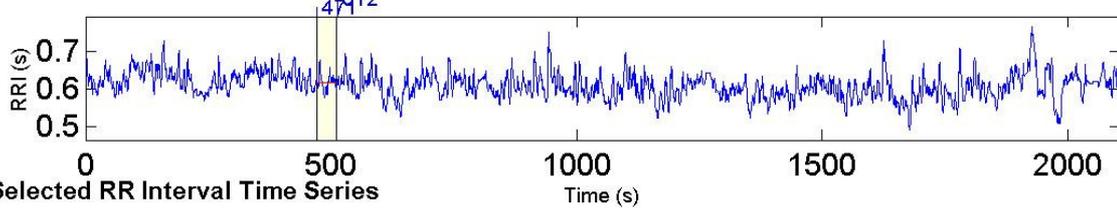
Frequency Band	Peak (Hz)	Power (ms <sup>2</sup> )	Power (%)	Power (n.u.)
VLF	0.0332	10	19.1	
LF	0.0918	39	72.7	89.9
HF	0.1680	4	8.2	10.1
LF/HF			8.869	



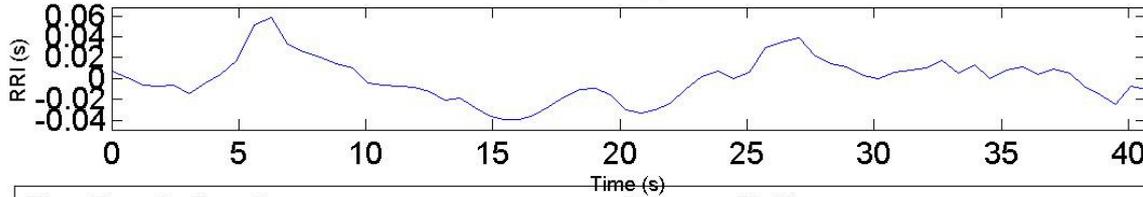
Frequency Band	Peak (Hz)	Power (ms <sup>2</sup> )	Power (%)	Power (n.u.)
VLF	0.0000	0	0.0	
LF	0.0586	129	91.7	67.1
HF	0.2617	12	8.3	6.0
LF/HF			11.114	

# Heart Rate Variability Analysis

RR Interval Time Series



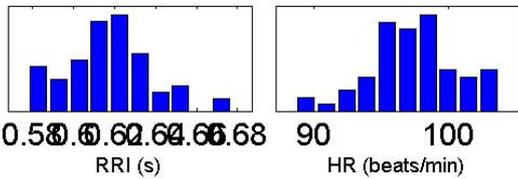
Selected RR Interval Time Series



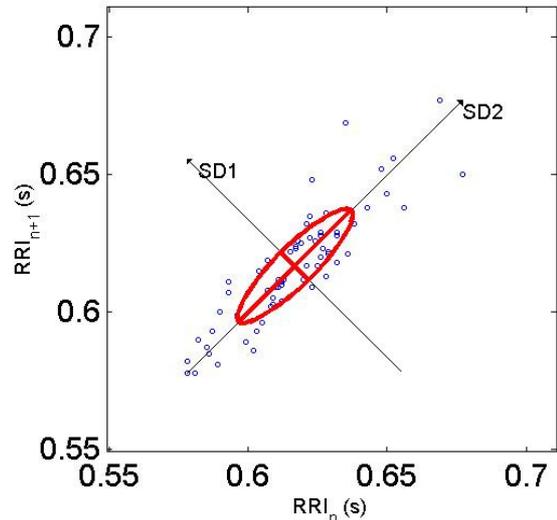
Time Domain Results

Variable	Units	Value
<b>Statistical Measures</b>		
Mean RR*	(s)	0.617
STD	(s)	0.021
Mean HR*	(1/min)	97.39
STD	(1/min)	3.25
RMSSD	(ms)	9.8
NN50	(count)	0
pNN50	(%)	0.0
<b>Geometric Measures</b>		
RR triangular index		0.042
TINN	(ms)	95.0

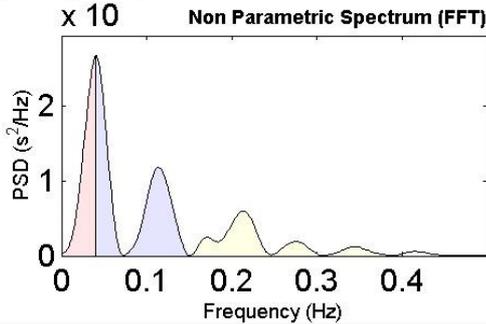
Distributions\*



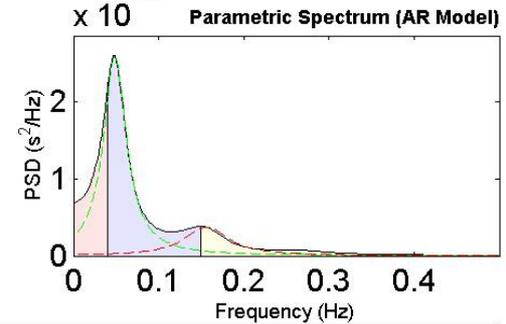
Poincare Plot\* SD1 = 7.2 ms ↔ (Short-term HRV)  
SD2 = 28.8 ms ↔ (Long-term HRV)



Frequency Domain Results



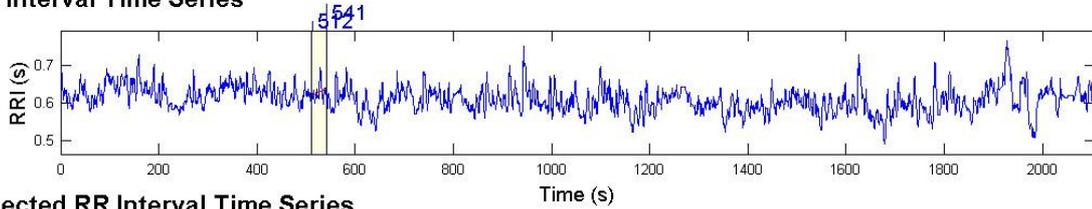
Frequency Band	Peak (Hz)	Power (ms <sup>2</sup> )	Power (%)	Power (n.u.)
VLF	0.0391	0	26.0	
LF	0.0410	0	50.6	68.4
HF	0.2129	0	23.4	31.6
LF/HF			2.161	



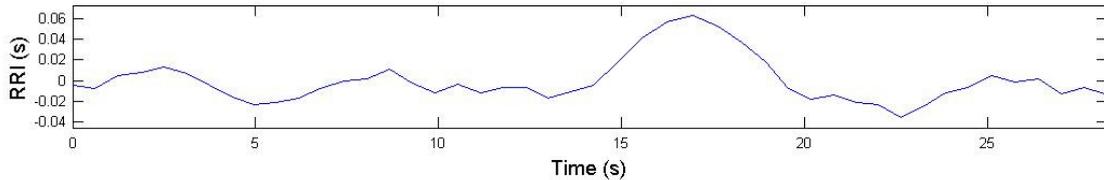
Frequency Band	Peak (Hz)	Power (ms <sup>2</sup> )	Power (%)	Power (n.u.)
VLF	0.0000	0	0.0	
LF	0.0488	124	81.5	76.5
HF	0.1563	28	18.5	17.4
LF/HF			4.403	

# Heart Rate Variability Analysis

## RR Interval Time Series



## Selected RR Interval Time Series



### Time Domain Results

Variable	Units	Value
<b>Statistical Measures</b>		
Mean RR*	(s)	0.628
STD	(s)	0.021
Mean HR*	(1/min)	95.65
STD	(1/min)	3.12
RMSSD	(ms)	10.8
NN50	(count)	0
pNN50	(%)	0.0
<b>Geometric Measures</b>		
RR triangular index		0.029
TINN	(ms)	80.0

Distributions\*

### Poincare Plot\*

SD1 = 7.9 ms ↔ (Short-term HRV)  
SD2 = 30.5 ms ↔ (Long-term HRV)

### Frequency Domain Results

#### Non Parametric Spectrum (FFT)

Frequency Band	Peak (Hz)	Power (ms <sup>2</sup> )	Power (%)	Power (n.u.)
VLF	0.0391	0	8.6	
LF	0.0684	0	81.2	88.8
HF	0.1504	0	10.2	11.2
LF/HF			7.944	

#### Parametric Spectrum (AR Model)

Frequency Band	Peak (Hz)	Power (ms <sup>2</sup> )	Power (%)	Power (n.u.)
VLF	0.0000	0	0.0	
LF	0.0703	117	94.9	58.4
HF	0.2402	6	5.1	3.2
LF/HF			18.520	

04-Dec-2007 - HRV Analysis Software v1.1

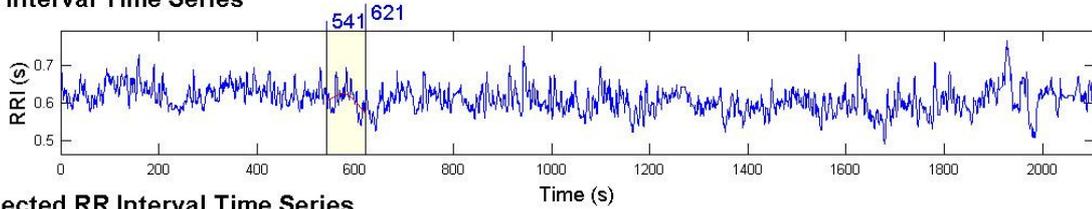
\*Results are calculated from the non-detrended selected RRI signal.

The Biomedical Signal Analysis Group  
Department of Applied Physics  
University of Kuopio, Finland

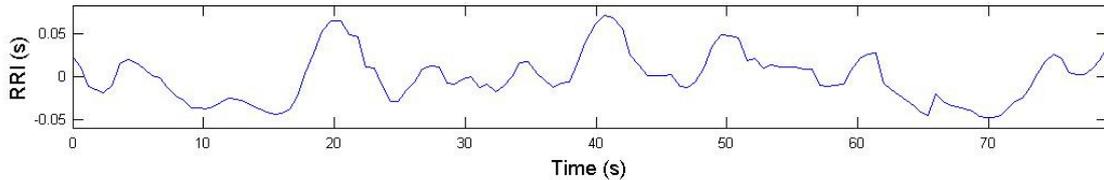
92

# Heart Rate Variability Analysis

## RR Interval Time Series



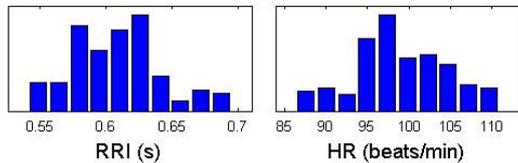
## Selected RR Interval Time Series



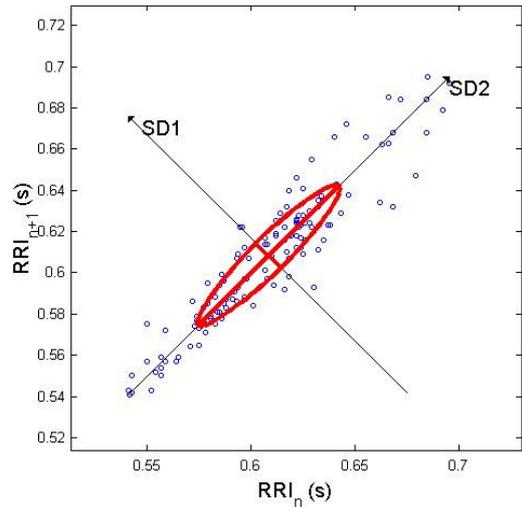
## Time Domain Results

Variable	Units	Value
<b>Statistical Measures</b>		
Mean RR*	(s)	0.608
STD	(s)	0.028
Mean HR*	(1/min)	98.93
STD	(1/min)	4.73
RMSSD	(ms)	11.8
NN50	(count)	0
pNN50	(%)	0.0
<b>Geometric Measures</b>		
RR triangular index		0.052
TINN	(ms)	120.0

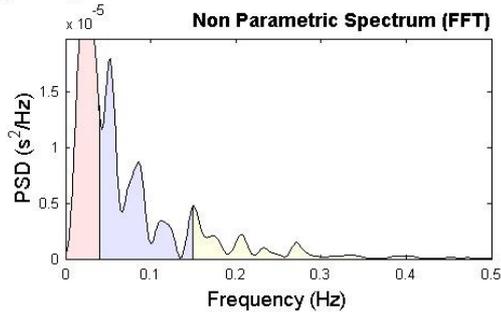
## Distributions\*



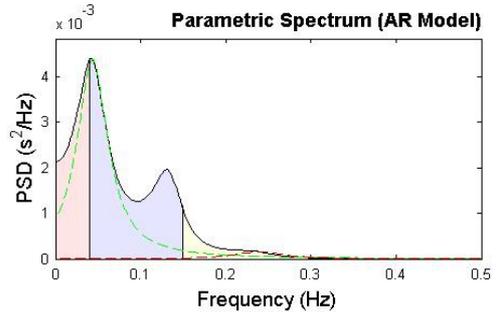
## Poincare Plot\* SD1 = 8.6 ms ↔ (Short-term HRV) SD2 = 48.0 ms ↔ (Long-term HRV)



## Frequency Domain Results



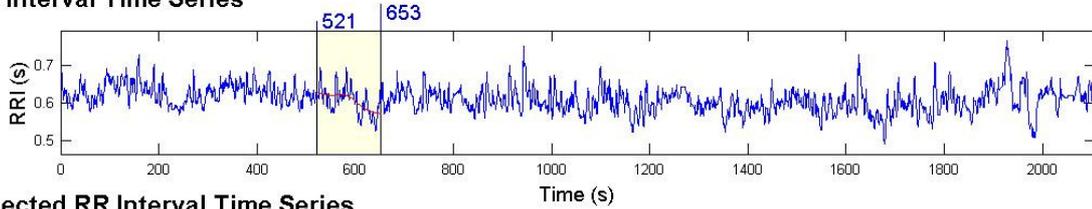
Frequency Band	Peak (Hz)	Power (ms <sup>2</sup> )	Power (%)	Power (n.u.)
VLF	0.0234	1	43.7	
LF	0.0527	1	43.2	76.8
HF	0.1504	0	13.0	23.2
LF/HF			3.317	



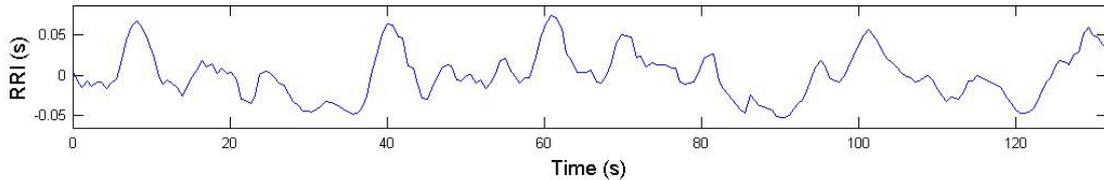
Frequency Band	Peak (Hz)	Power (ms <sup>2</sup> )	Power (%)	Power (n.u.)
VLF	0.0000	0	0.0	
LF	0.0430	257	96.1	67.6
HF	0.2402	10	3.9	2.7
LF/HF			24.912	

# Heart Rate Variability Analysis

## RR Interval Time Series



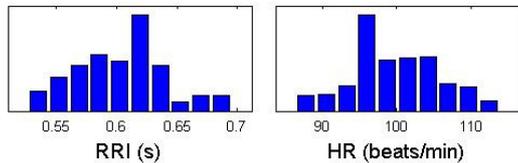
## Selected RR Interval Time Series



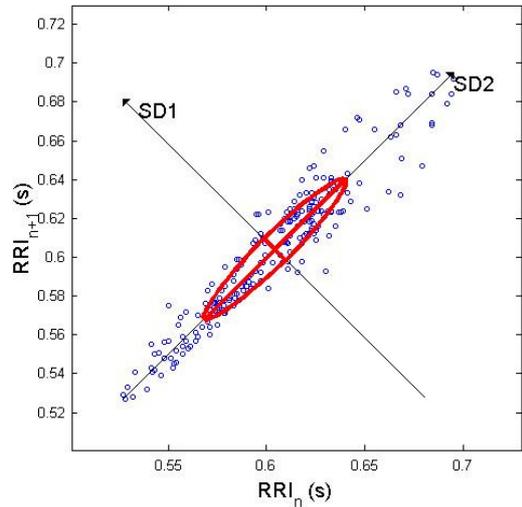
## Time Domain Results

Variable	Units	Value
<b>Statistical Measures</b>		
Mean RR*	(s)	0.604
STD	(s)	0.029
Mean HR*	(1/min)	99.68
STD	(1/min)	4.87
RMSSD	(ms)	10.8
NN50	(count)	0
pNN50	(%)	0.0
<b>Geometric Measures</b>		
RR triangular index		0.047
TINN	(ms)	115.0

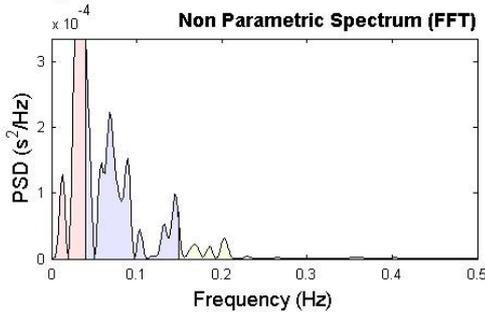
## Distributions\*



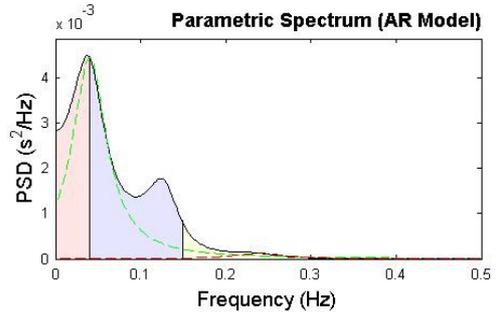
## Poincare Plot\* SD1 = 7.9 ms ↔ (Short-term HRV) SD2 = 51.0 ms ↔ (Long-term HRV)



## Frequency Domain Results



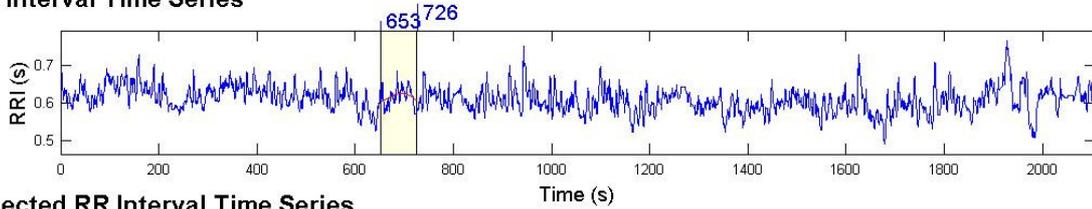
Frequency Band	Peak (Hz)	Power (ms <sup>2</sup> )	Power (%)	Power (n.u.)
VLF	0.0332	9	46.4	
LF	0.0410	9	48.1	89.6
HF	0.1504	1	5.6	10.4
LF/HF			8.647	



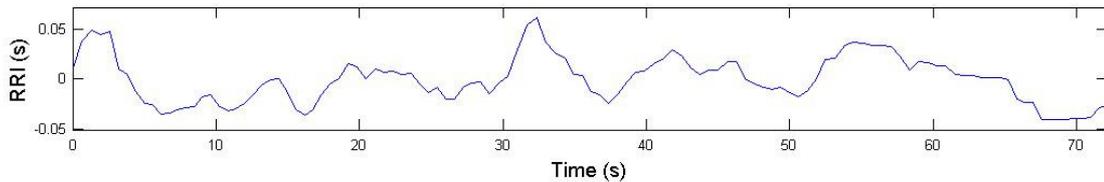
Frequency Band	Peak (Hz)	Power (ms <sup>2</sup> )	Power (%)	Power (n.u.)
VLF	0.0000	0	0.0	
LF	0.0410	278	97.0	71.0
HF	0.2402	9	3.0	2.2
LF/HF			32.213	

# Heart Rate Variability Analysis

## RR Interval Time Series



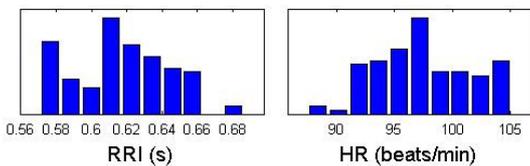
## Selected RR Interval Time Series



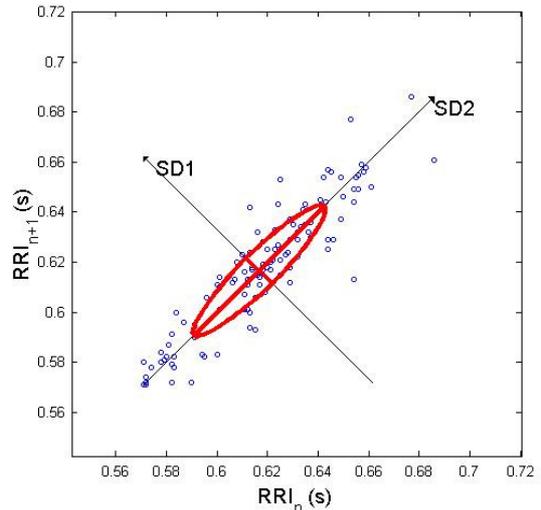
## Time Domain Results

Variable	Units	Value
<b>Statistical Measures</b>		
Mean RR*	(s)	0.617
STD	(s)	0.023
Mean HR*	(1/min)	97.48
STD	(1/min)	3.85
RMSSD	(ms)	9.9
NN50	(count)	0
pNN50	(%)	0.0
<b>Geometric Measures</b>		
RR triangular index		0.046
TINN	(ms)	110.0

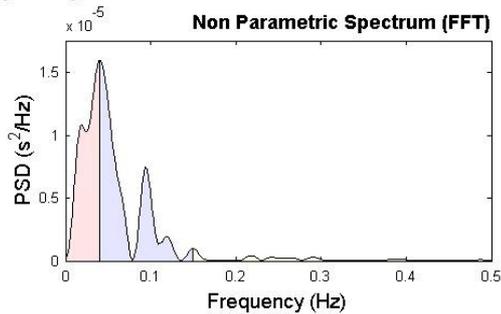
## Distributions\*



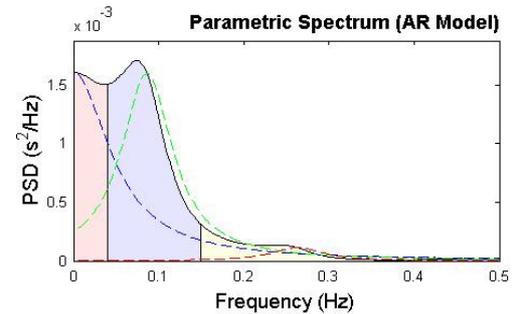
## Poincare Plot\* SD1 = 7.3 ms ↔ (Short-term HRV) SD2 = 36.6 ms ↔ (Long-term HRV)



## Frequency Domain Results



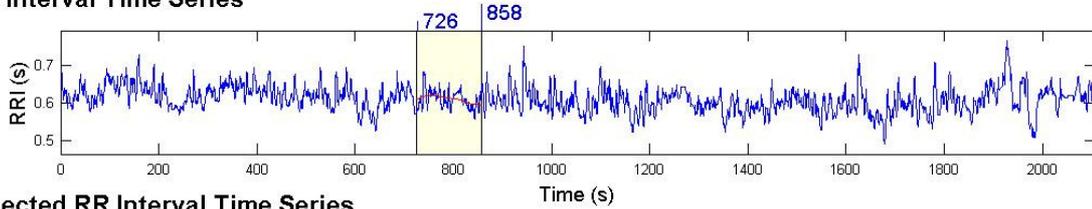
Frequency Band	Peak (Hz)	Power (ms <sup>2</sup> )	Power (%)	Power (n.u.)
VLF	0.0391	0	41.9	
LF	0.0410	0	54.2	93.4
HF	0.1504	0	3.8	6.6
LF/HF			14.206	



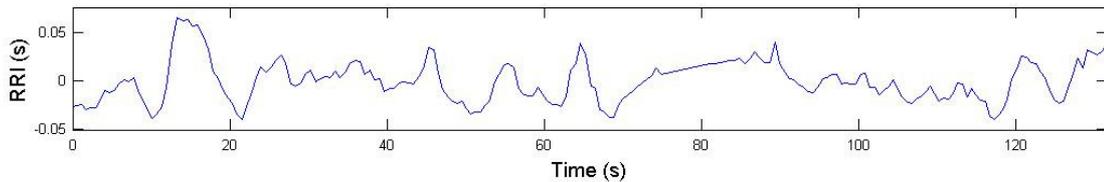
Frequency Band	Peak (Hz)	Power (ms <sup>2</sup> )	Power (%)	Power (n.u.)
VLF	0.0000	66	31.6	
LF	0.0859	135	64.4	91.0
HF	0.2637	8	4.0	5.6
LF/HF			16.133	

# Heart Rate Variability Analysis

## RR Interval Time Series



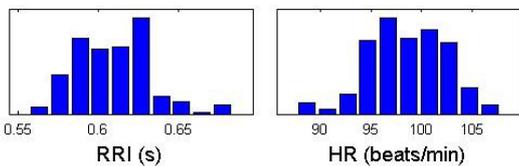
## Selected RR Interval Time Series



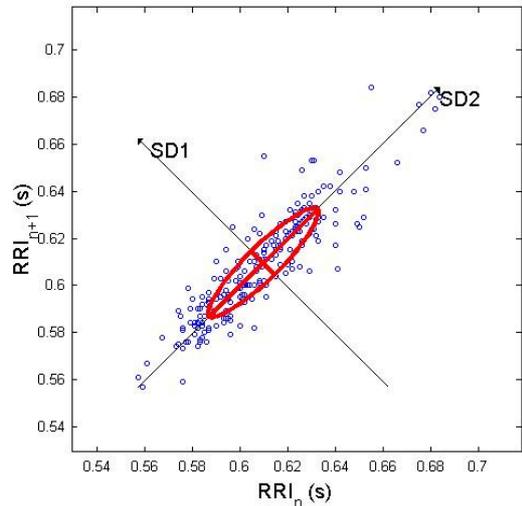
## Time Domain Results

Variable	Units	Value
<b>Statistical Measures</b>		
Mean RR*	(s)	0.610
STD	(s)	0.021
Mean HR*	(1/min)	98.56
STD	(1/min)	3.45
RMSSD	(ms)	9.7
NN50	(count)	0
pNN50	(%)	0.0
<b>Geometric Measures</b>		
RR triangular index		0.050
TINN	(ms)	110.0

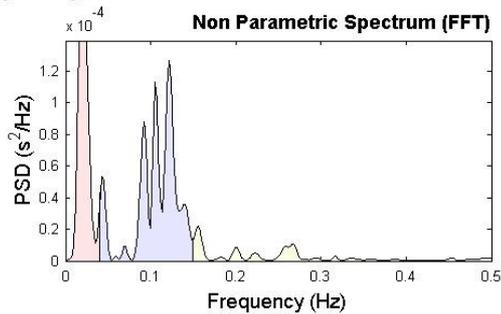
## Distributions\*



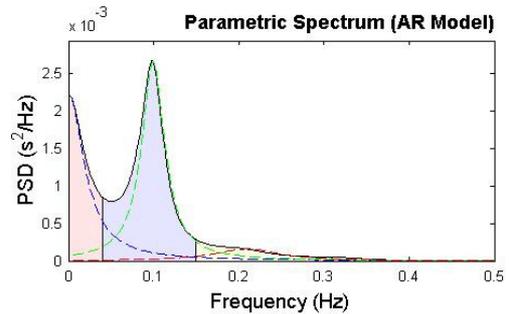
## Poincare Plot\* SD1 = 7.1 ms ↔ (Short-term HRV) SD2 = 32.5 ms ↔ (Long-term HRV)



## Frequency Domain Results



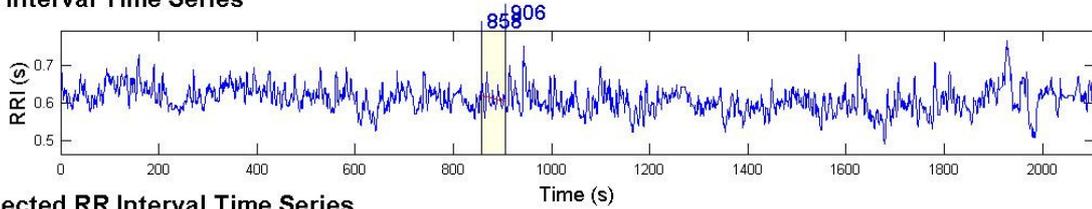
Frequency Band	Peak (Hz)	Power (ms <sup>2</sup> )	Power (%)	Power (n.u.)
VLF	0.0195	3	36.1	
LF	0.1211	4	54.9	85.8
HF	0.1563	1	9.0	14.2
LF/HF			6.065	



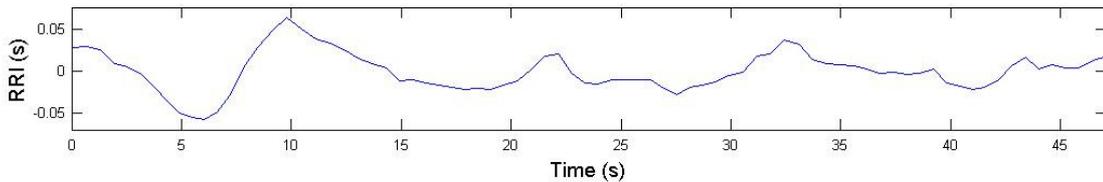
Frequency Band	Peak (Hz)	Power (ms <sup>2</sup> )	Power (%)	Power (n.u.)
VLF	0.0000	68	32.5	
LF	0.0996	128	61.2	86.5
HF	0.2090	13	6.3	8.9
LF/HF			9.726	

# Heart Rate Variability Analysis

## RR Interval Time Series



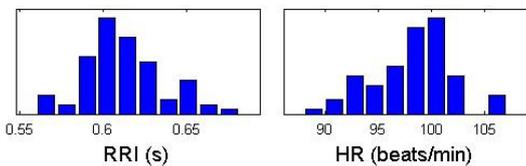
## Selected RR Interval Time Series



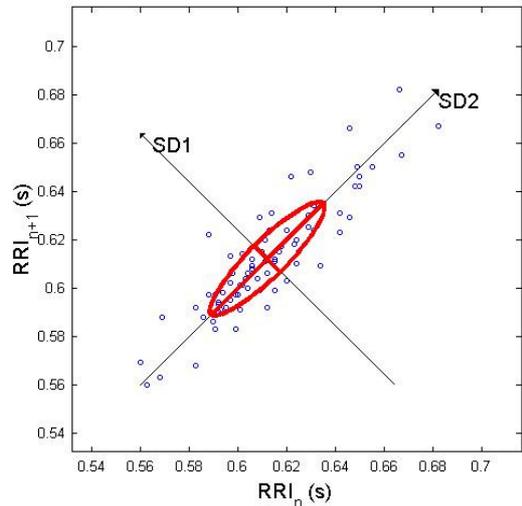
## Time Domain Results

Variable	Units	Value
<b>Statistical Measures</b>		
Mean RR*	(s)	0.612
STD	(s)	0.024
Mean HR*	(1/min)	98.18
STD	(1/min)	3.75
RMSSD	(ms)	10.6
NN50	(count)	0
pNN50	(%)	0.0
<b>Geometric Measures</b>		
RR triangular index		0.050
TINN	(ms)	110.0

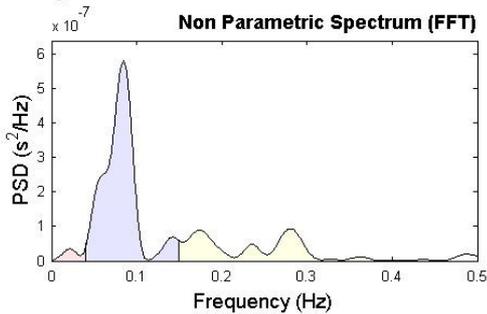
## Distributions\*



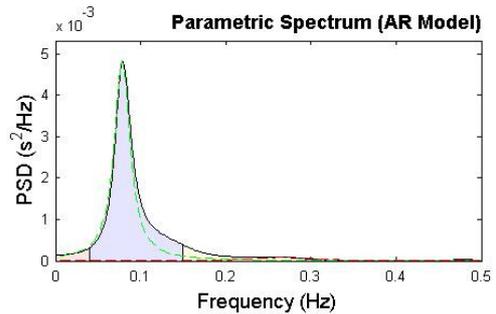
## Poincare Plot\* SD1 = 7.7 ms ↔ (Short-term HRV) SD2 = 32.8 ms ↔ (Long-term HRV)



## Frequency Domain Results



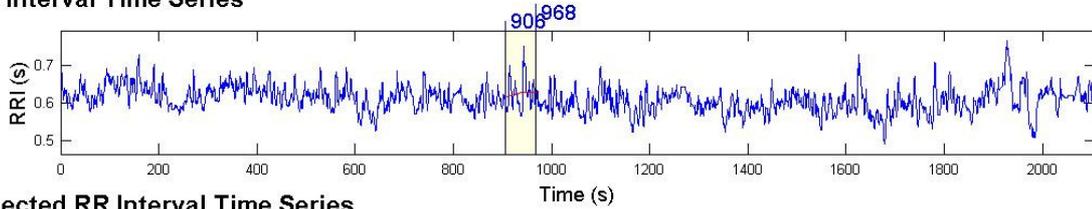
Frequency Band	Peak (Hz)	Power (ms <sup>2</sup> )	Power (%)	Power (n.u.)
VLF	0.0215	0	2.8	
LF	0.0840	0	70.3	72.3
HF	0.2813	0	26.9	27.7
LF/HF			2.610	



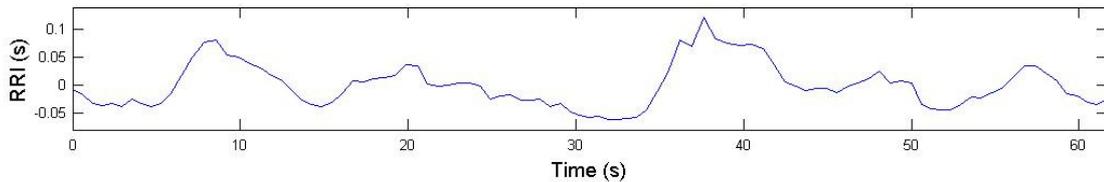
Frequency Band	Peak (Hz)	Power (ms <sup>2</sup> )	Power (%)	Power (n.u.)
VLF	0.0000	0	0.0	
LF	0.0781	163	95.3	82.8
HF	0.2715	8	4.7	4.1
LF/HF			20.081	

# Heart Rate Variability Analysis

## RR Interval Time Series



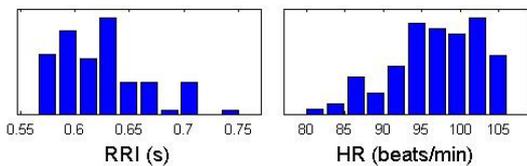
## Selected RR Interval Time Series



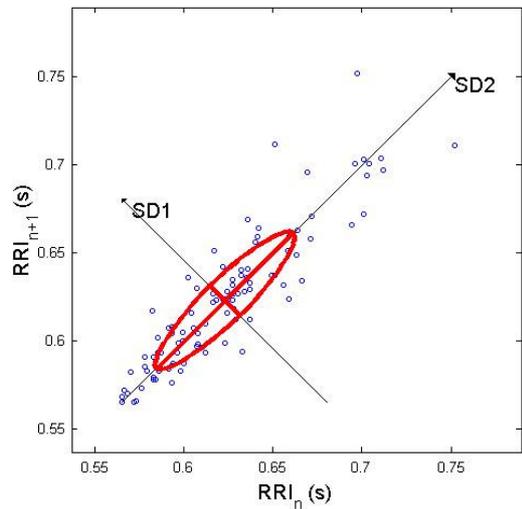
## Time Domain Results

Variable	Units	Value
<b>Statistical Measures</b>		
Mean RR*	(s)	0.623
STD	(s)	0.039
Mean HR*	(1/min)	96.69
STD	(1/min)	5.81
RMSSD	(ms)	16.4
NN50	(count)	2
pNN50	(%)	2.0
<b>Geometric Measures</b>		
RR triangular index		0.051
TINN	(ms)	145.0

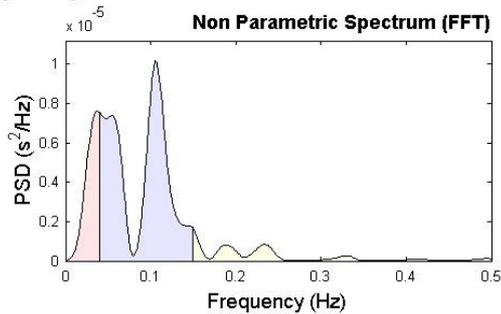
## Distributions\*



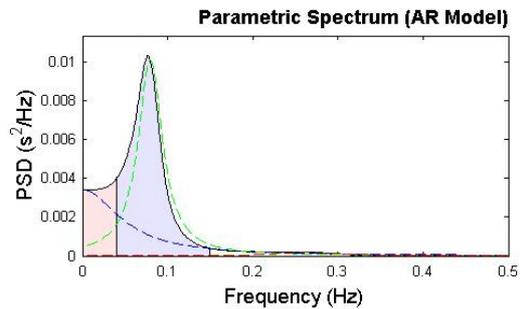
## Poincare Plot\* SD1 = 12.1 ms (Short-term HRV) SD2 = 54.6 ms (Long-term HRV)



## Frequency Domain Results



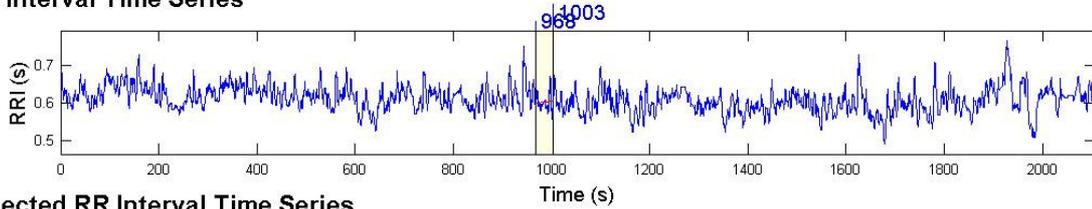
Frequency Band	Peak (Hz)	Power (ms <sup>2</sup> )	Power (%)	Power (n.u.)
VLF	0.0371	0	19.3	
LF	0.1055	1	71.6	88.8
HF	0.1504	0	9.1	11.2
LF/HF			7.893	



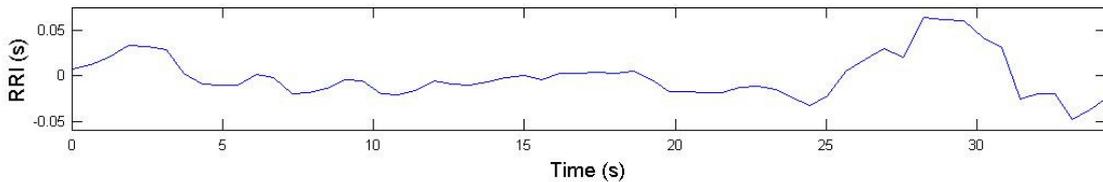
Frequency Band	Peak (Hz)	Power (ms <sup>2</sup> )	Power (%)	Power (n.u.)
VLF	0.0000	116	18.1	
LF	0.0801	504	79.1	93.8
HF	0.2656	17	2.7	3.3
LF/HF			28.840	

# Heart Rate Variability Analysis

## RR Interval Time Series



## Selected RR Interval Time Series



### Time Domain Results

Variable	Units	Value
<b>Statistical Measures</b>		
Mean RR*	(s)	0.602
STD	(s)	0.023
Mean HR*	(1/min)	99.87
STD	(1/min)	3.80
RMSSD	(ms)	13.5
NN50	(count)	1
pNN50	(%)	1.8
<b>Geometric Measures</b>		
RR triangular index		0.038
TINN	(ms)	90.0

Distributions\*

### Poincare Plot\*

SD1 = 10.2 ms ↔ (Short-term HRV)  
SD2 = 32.1 ms ↔ (Long-term HRV)

### Frequency Domain Results

#### Non Parametric Spectrum (FFT)

Frequency Band	Peak (Hz)	Power (ms <sup>2</sup> )	Power (%)	Power (n.u.)
VLF	0.0391	0	3.6	
LF	0.0879	0	82.2	85.2
HF	0.1504	0	14.2	14.8
LF/HF			5.774	

#### Parametric Spectrum (AR Model)

Frequency Band	Peak (Hz)	Power (ms <sup>2</sup> )	Power (%)	Power (n.u.)
VLF	0.0000	0	0.0	
LF	0.0742	109	92.4	69.4
HF	0.3008	9	7.6	5.7
LF/HF			12.192	

04-Dec-2007 - HRV Analysis Software v1.1

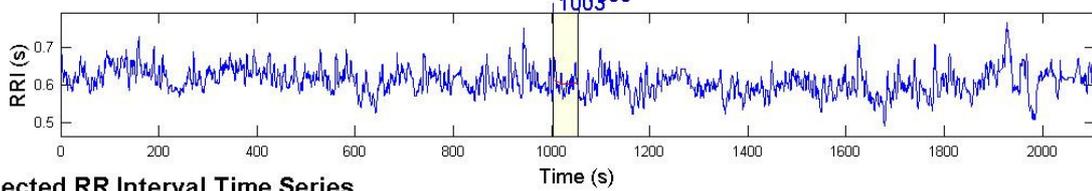
\*Results are calculated from the non-detrended selected RRI signal.

The Biomedical Signal Analysis Group  
Department of Applied Physics  
University of Kuopio, Finland

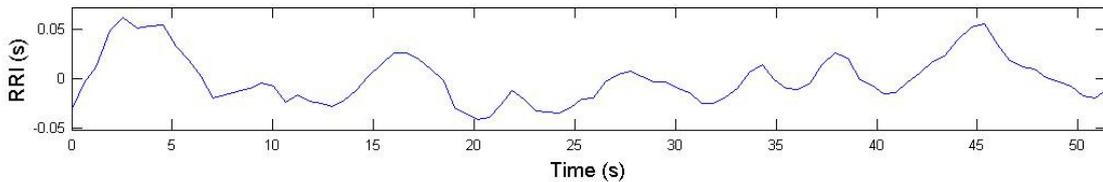
99

# Heart Rate Variability Analysis

## RR Interval Time Series



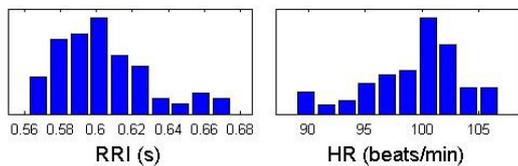
## Selected RR Interval Time Series



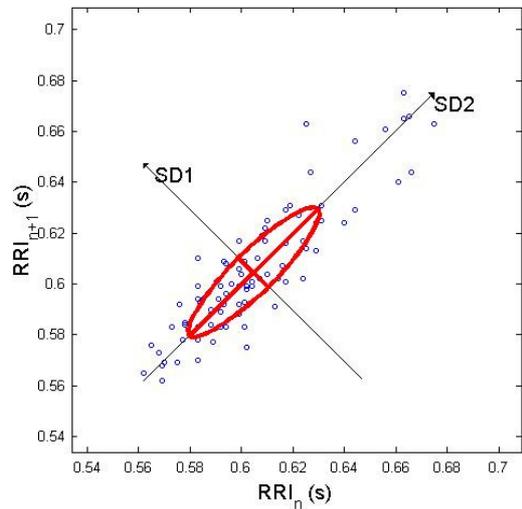
## Time Domain Results

Variable	Units	Value
<b>Statistical Measures</b>		
Mean RR*	(s)	0.605
STD	(s)	0.024
Mean HR*	(1/min)	99.41
STD	(1/min)	3.99
RMSSD	(ms)	11.4
NN50	(count)	0
pNN50	(%)	0.0
<b>Geometric Measures</b>		
RR triangular index		0.049
TINN	(ms)	105.0

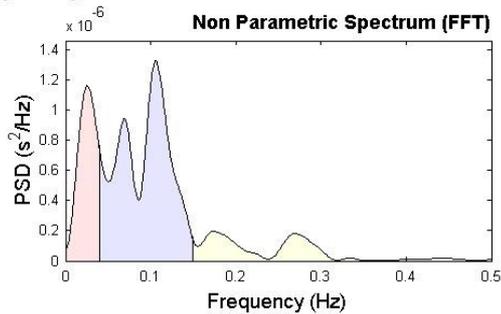
## Distributions\*



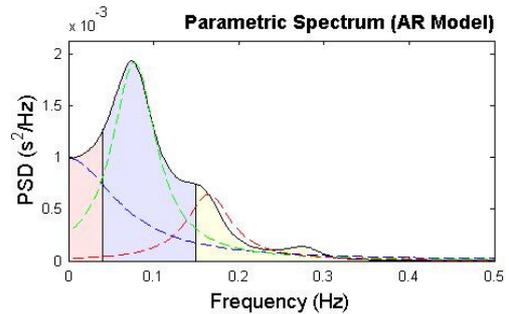
## Poincare Plot\* SD1 = 8.3 ms ↔ (Short-term HRV) SD2 = 35.5 ms ↔ (Long-term HRV)



## Frequency Domain Results



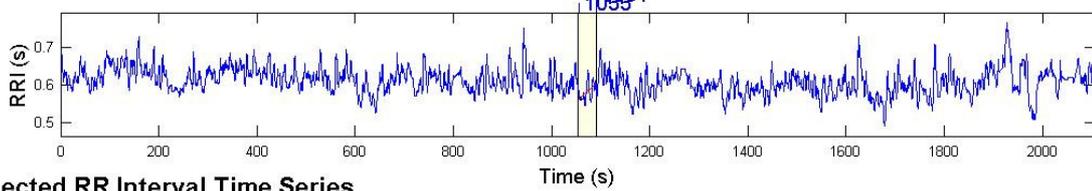
Frequency Band	Peak (Hz)	Power (ms <sup>2</sup> )	Power (%)	Power (n.u.)
VLF	0.0254	0	24.0	
LF	0.1055	0	61.8	81.3
HF	0.1738	0	14.2	18.7
LF/HF			4.359	



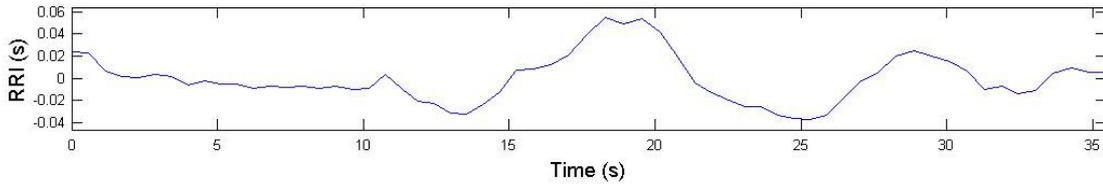
Frequency Band	Peak (Hz)	Power (ms <sup>2</sup> )	Power (%)	Power (n.u.)
VLF	0.0000	25	11.4	
LF	0.0781	150	69.5	74.0
HF	0.1641	41	19.1	20.4
LF/HF			3.629	

# Heart Rate Variability Analysis

## RR Interval Time Series



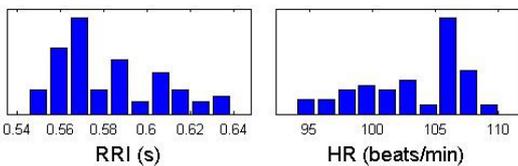
## Selected RR Interval Time Series



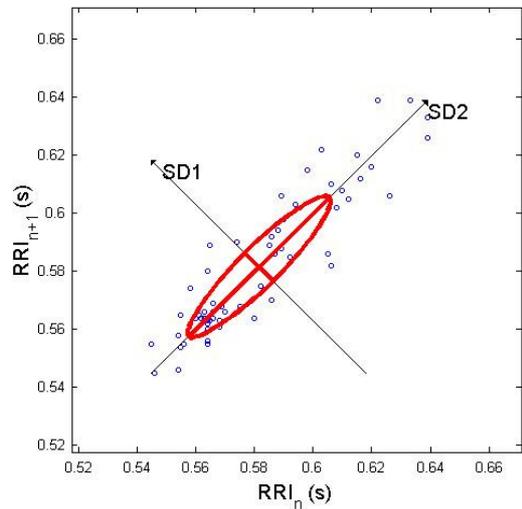
## Time Domain Results

Variable	Units	Value
<b>Statistical Measures</b>		
Mean RR*	(s)	0.582
STD	(s)	0.021
Mean HR*	(1/min)	103.34
STD	(1/min)	3.71
RMSSD	(ms)	9.3
NN50	(count)	0
pNN50	(%)	0.0
<b>Geometric Measures</b>		
RR triangular index		0.034
TINN	(ms)	85.0

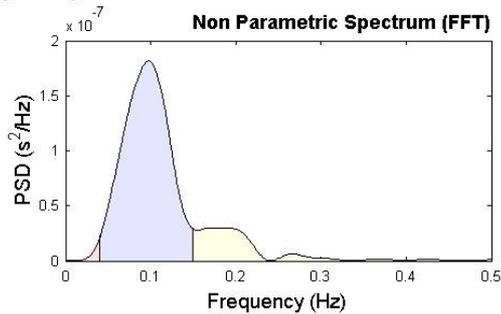
## Distributions\*



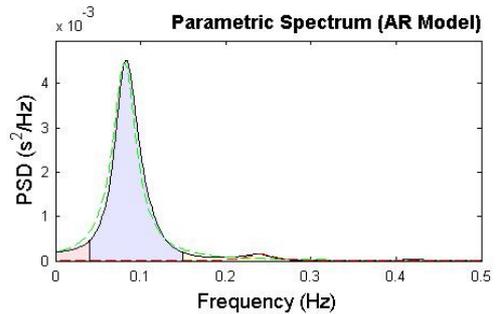
## Poincare Plot\* SD1 = 7.0 ms ↔ (Short-term HRV) SD2 = 34.1 ms ↔ (Long-term HRV)



## Frequency Domain Results



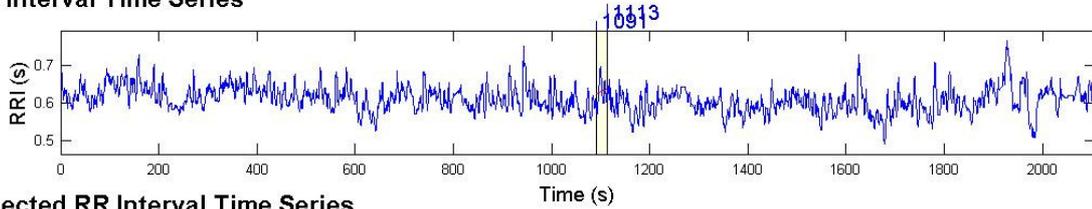
Frequency Band	Peak (Hz)	Power (ms <sup>2</sup> )	Power (%)	Power (n.u.)
VLF	0.0391	0	1.0	
LF	0.0977	0	82.7	83.5
HF	0.1719	0	16.3	16.5
LF/HF			5.071	



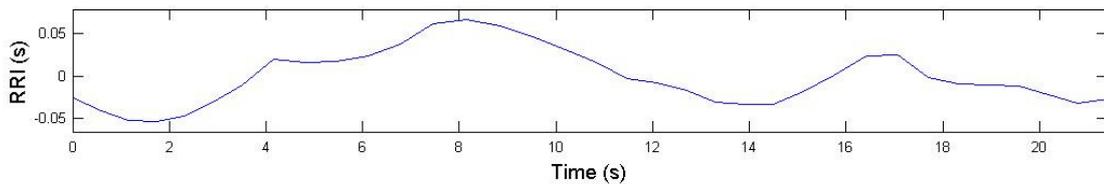
Frequency Band	Peak (Hz)	Power (ms <sup>2</sup> )	Power (%)	Power (n.u.)
VLF	0.0000	0	0.0	
LF	0.0801	229	96.6	105.5
HF	0.2402	8	3.4	3.7
LF/HF			28.382	

# Heart Rate Variability Analysis

## RR Interval Time Series



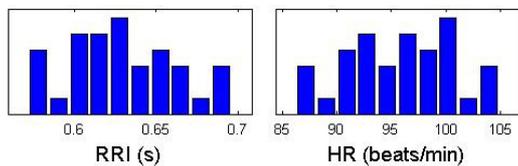
## Selected RR Interval Time Series



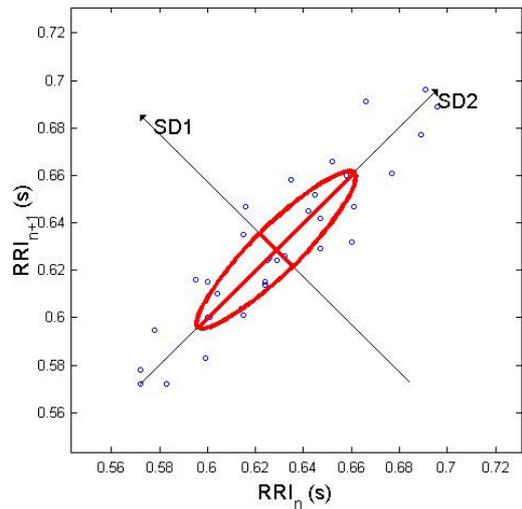
## Time Domain Results

Variable	Units	Value
<b>Statistical Measures</b>		
Mean RR*	(s)	0.629
STD	(s)	0.033
Mean HR*	(1/min)	95.71
STD	(1/min)	4.97
RMSSD	(ms)	13.7
NN50	(count)	0
pNN50	(%)	0.0
<b>Geometric Measures</b>		
RR triangular index		0.056
TINN	(ms)	130.0

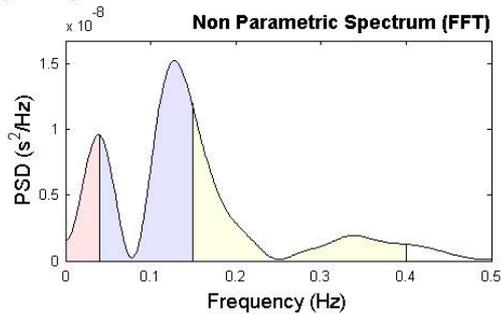
## Distributions\*



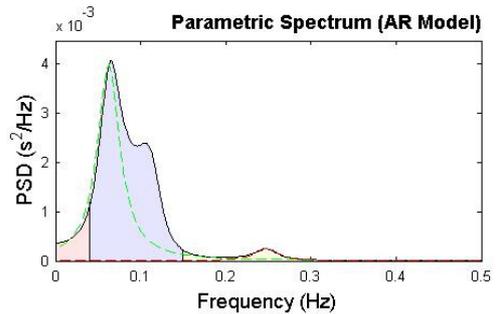
## Poincare Plot\* SD1 = 9.9 ms ↔ (Short-term HRV) SD2 = 46.3 ms ↔ (Long-term HRV)



## Frequency Domain Results



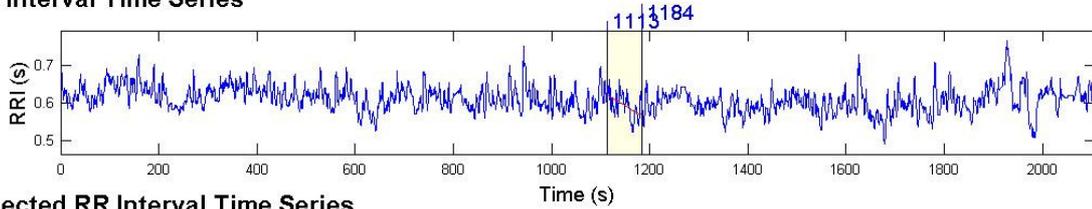
Frequency Band	Peak (Hz)	Power (ms <sup>2</sup> )	Power (%)	Power (n.u.)
VLF	0.0391	0	13.4	
LF	0.1270	0	53.0	61.2
HF	0.1504	0	33.6	38.8
LF/HF			1.579	



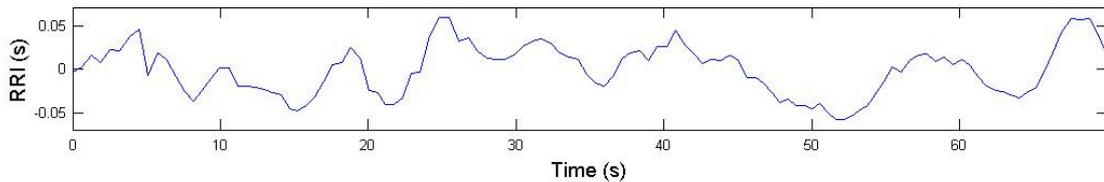
Frequency Band	Peak (Hz)	Power (ms <sup>2</sup> )	Power (%)	Power (n.u.)
VLF	0.0000	0	0.0	
LF	0.0625	173	93.5	63.1
HF	0.2480	12	6.5	4.4
LF/HF			14.298	

# Heart Rate Variability Analysis

## RR Interval Time Series



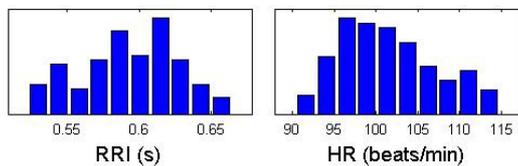
## Selected RR Interval Time Series



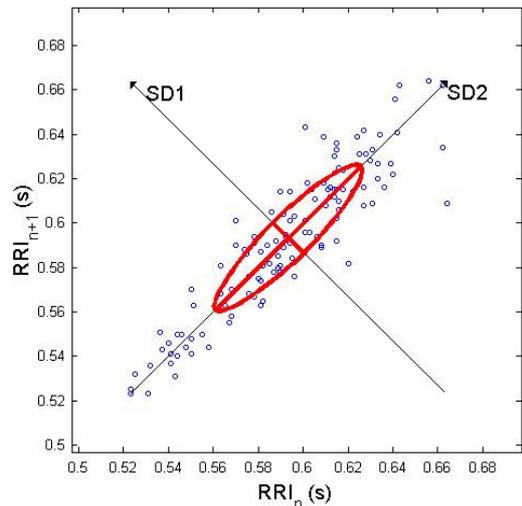
## Time Domain Results

Variable	Units	Value
<b>Statistical Measures</b>		
Mean RR*	(s)	0.593
STD	(s)	0.029
Mean HR*	(1/min)	101.45
STD	(1/min)	5.05
RMSSD	(ms)	13.4
NN50	(count)	1
pNN50	(%)	0.8
<b>Geometric Measures</b>		
RR triangular index		0.055
TINN	(ms)	125.0

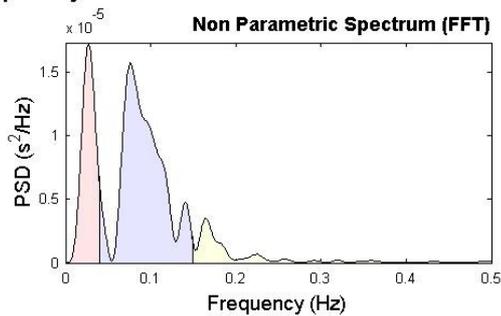
## Distributions\*



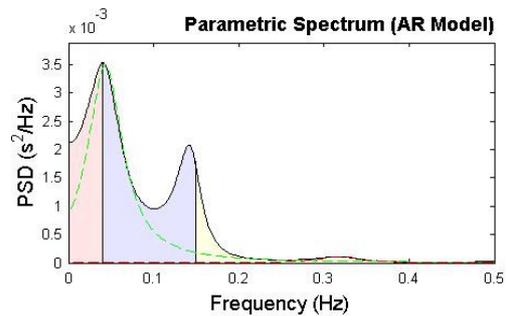
## Poincare Plot\* SD1 = 9.8 ms ↔ (Short-term HRV) SD2 = 46.0 ms ↔ (Long-term HRV)



## Frequency Domain Results



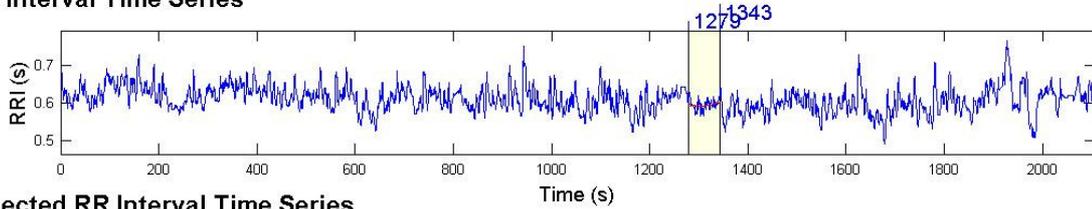
Frequency Band	Peak (Hz)	Power (ms <sup>2</sup> )	Power (%)	Power (n.u.)
VLF	0.0273	0	26.7	
LF	0.0762	1	63.6	86.8
HF	0.1641	0	9.7	13.2
LF/HF			6.595	



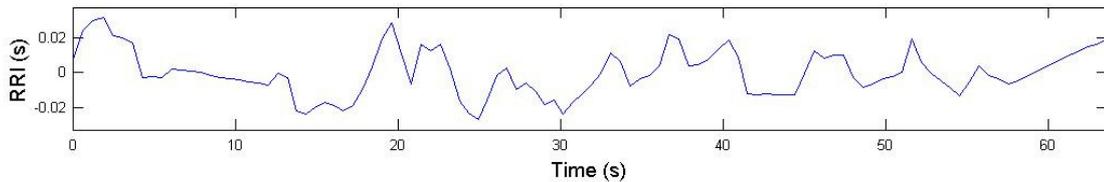
Frequency Band	Peak (Hz)	Power (ms <sup>2</sup> )	Power (%)	Power (n.u.)
VLF	0.0000	0	0.0	
LF	0.0430	227	96.1	66.2
HF	0.3203	9	3.9	2.7
LF/HF			24.542	

# Heart Rate Variability Analysis

## RR Interval Time Series



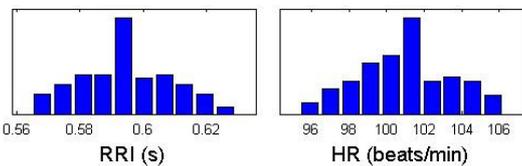
## Selected RR Interval Time Series



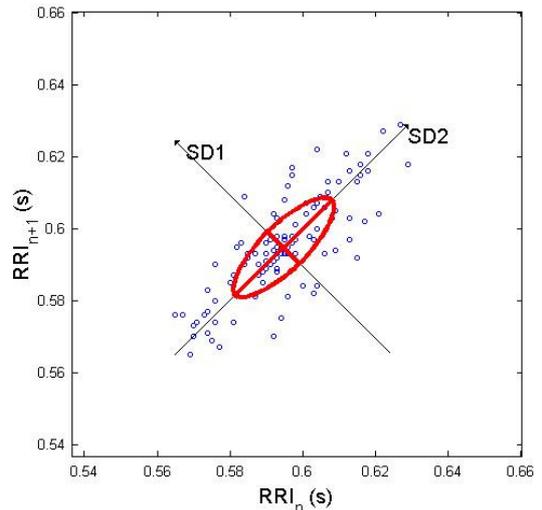
## Time Domain Results

Variable	Units	Value
<b>Statistical Measures</b>		
Mean RR*	(s)	0.595
STD	(s)	0.013
Mean HR*	(1/min)	100.94
STD	(1/min)	2.27
RMSSD	(ms)	8.4
NN50	(count)	0
pNN50	(%)	0.0
<b>Geometric Measures</b>		
RR triangular index		0.026
TINN	(ms)	60.0

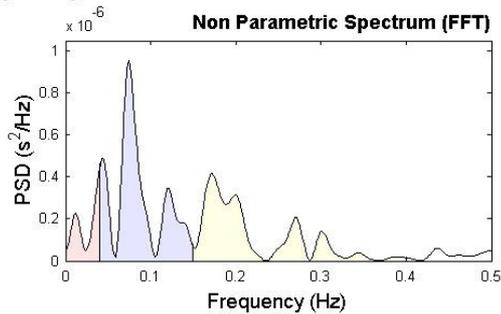
## Distributions\*



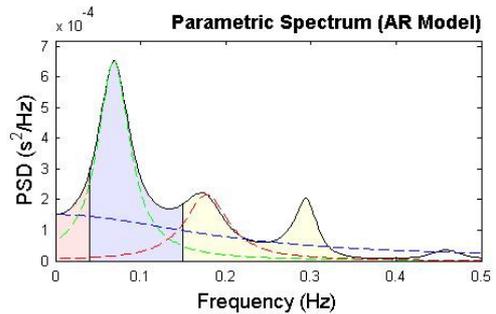
## Poincare Plot\* SD1 = 6.3 ms ↔ (Short-term HRV) SD2 = 18.9 ms ↔ (Long-term HRV)



## Frequency Domain Results



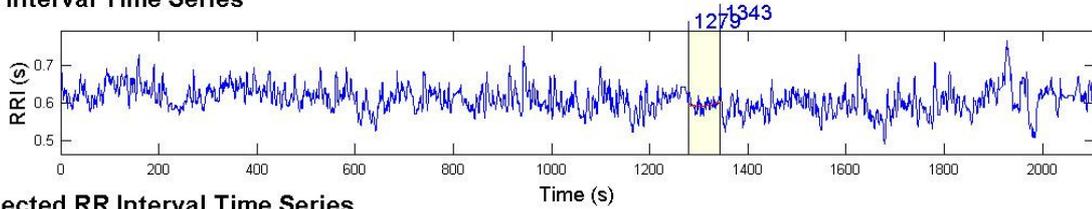
Frequency Band	Peak (Hz)	Power (ms <sup>2</sup> )	Power (%)	Power (n.u.)
VLF	0.0391	0	10.0	
LF	0.0742	0	50.9	56.6
HF	0.1719	0	39.1	43.4
LF/HF			1.304	



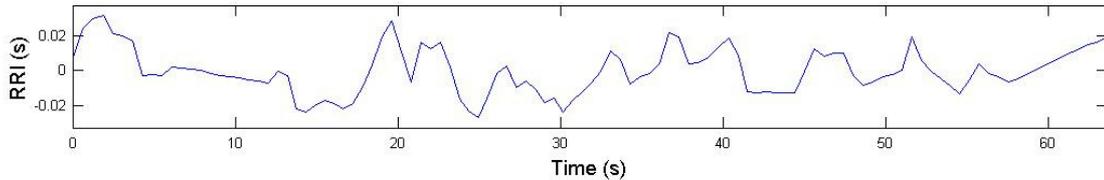
Frequency Band	Peak (Hz)	Power (ms <sup>2</sup> )	Power (%)	Power (n.u.)
VLF	0.0000	0	0.0	
LF	0.0684	43	72.0	58.2
HF	0.1777	17	27.9	22.6
LF/HF			2.577	

# Heart Rate Variability Analysis

## RR Interval Time Series



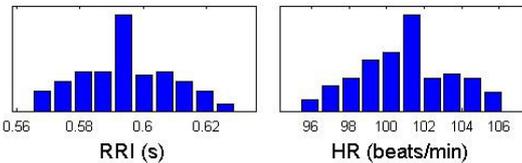
## Selected RR Interval Time Series



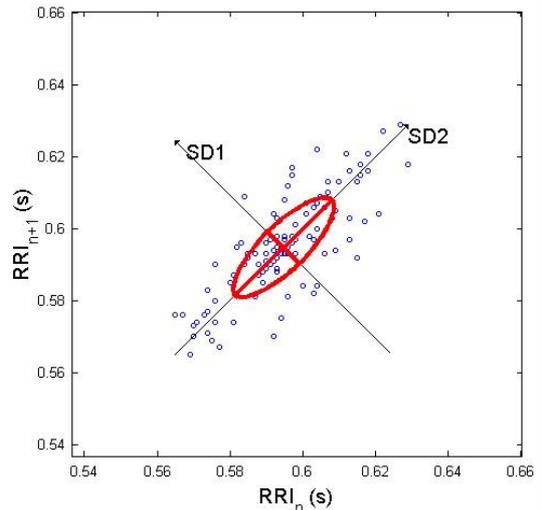
## Time Domain Results

Variable	Units	Value
<b>Statistical Measures</b>		
Mean RR*	(s)	0.595
STD	(s)	0.013
Mean HR*	(1/min)	100.94
STD	(1/min)	2.27
RMSSD	(ms)	8.4
NN50	(count)	0
pNN50	(%)	0.0
<b>Geometric Measures</b>		
RR triangular index		0.026
TINN	(ms)	60.0

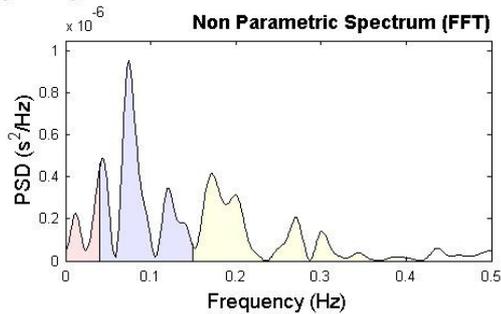
## Distributions\*



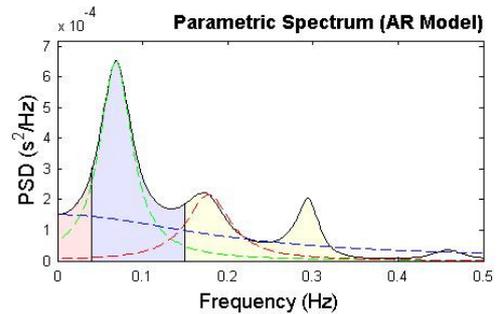
## Poincare Plot\* SD1 = 6.3 ms ↔ (Short-term HRV) SD2 = 18.9 ms ↔ (Long-term HRV)



## Frequency Domain Results



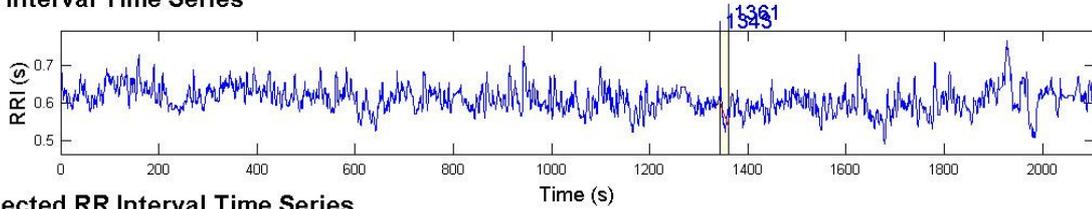
Frequency Band	Peak (Hz)	Power (ms <sup>2</sup> )	Power (%)	Power (n.u.)
VLF	0.0391	0	10.0	
LF	0.0742	0	50.9	56.6
HF	0.1719	0	39.1	43.4
LF/HF			1.304	



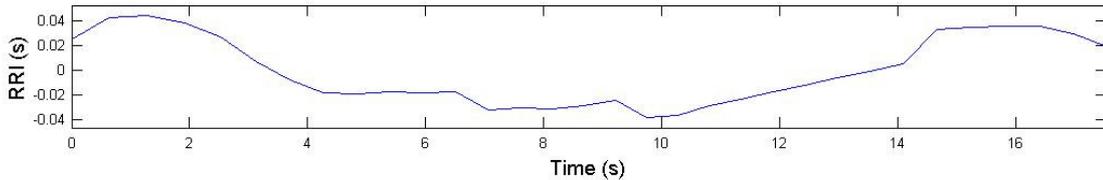
Frequency Band	Peak (Hz)	Power (ms <sup>2</sup> )	Power (%)	Power (n.u.)
VLF	0.0000	0	0.0	
LF	0.0684	43	72.0	58.2
HF	0.1777	17	27.9	22.6
LF/HF			2.577	

# Heart Rate Variability Analysis

## RR Interval Time Series



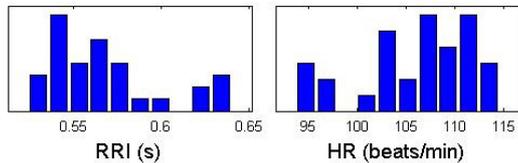
## Selected RR Interval Time Series



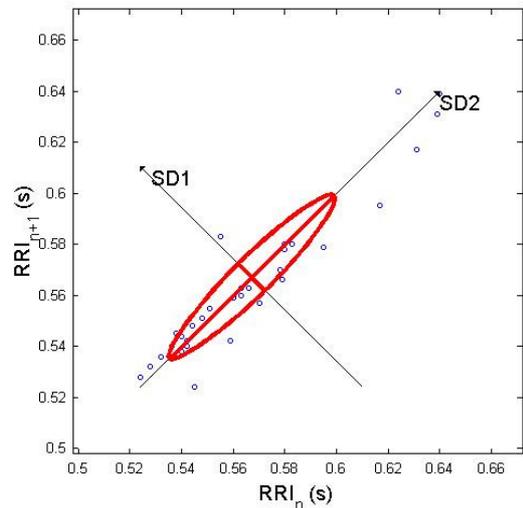
## Time Domain Results

Variable	Units	Value
<b>Statistical Measures</b>		
Mean RR*	(s)	0.567
STD	(s)	0.028
Mean HR*	(1/min)	106.12
STD	(1/min)	5.03
RMSSD	(ms)	9.6
NN50	(count)	0
pNN50	(%)	0.0
<b>Geometric Measures</b>		
RR triangular index		0.040
TINN	(ms)	120.0

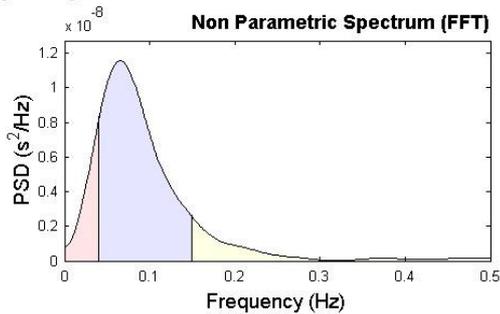
## Distributions\*



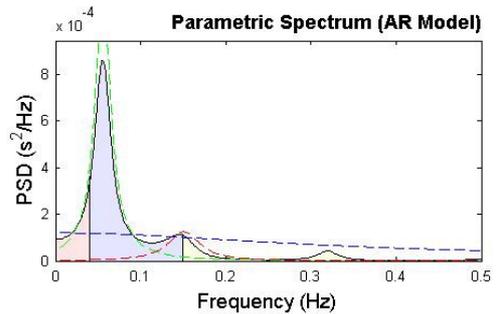
## Poincare Plot\* SD1 = 7.5 ms ↔ (Short-term HRV) SD2 = 45.2 ms ↔ (Long-term HRV)



## Frequency Domain Results



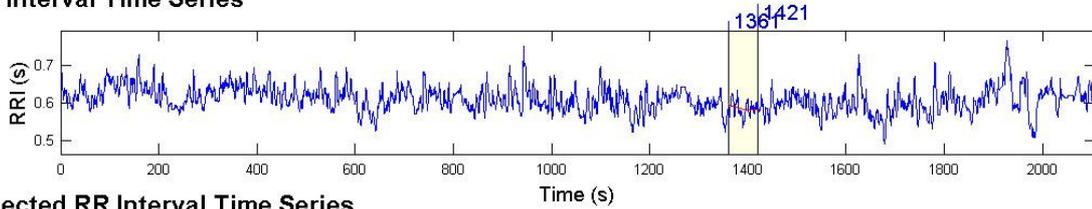
Frequency Band	Peak (Hz)	Power (ms <sup>2</sup> )	Power (%)	Power (n.u.)
VLF	0.0391	0	13.2	
LF	0.0664	0	75.8	87.4
HF	0.1504	0	11.0	12.6
LF/HF			6.913	



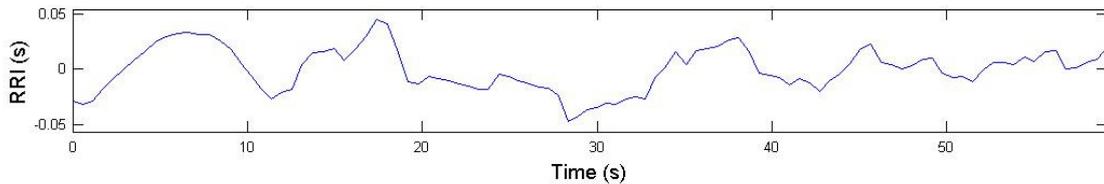
Frequency Band	Peak (Hz)	Power (ms <sup>2</sup> )	Power (%)	Power (n.u.)
VLF	0.0000	0	0.0	
LF	0.0566	31	84.3	76.2
HF	0.1504	6	15.7	14.2
LF/HF			5.360	

# Heart Rate Variability Analysis

## RR Interval Time Series



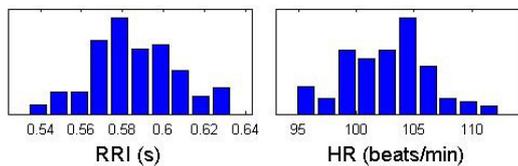
## Selected RR Interval Time Series



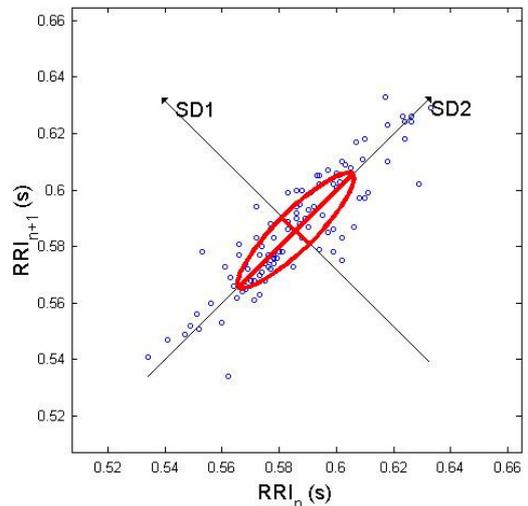
## Time Domain Results

Variable	Units	Value
<b>Statistical Measures</b>		
Mean RR*	(s)	0.586
STD	(s)	0.020
Mean HR*	(1/min)	102.57
STD	(1/min)	3.49
RMSSD	(ms)	9.0
NN50	(count)	0
pNN50	(%)	0.0
<b>Geometric Measures</b>		
RR triangular index		0.046
TINN	(ms)	95.0

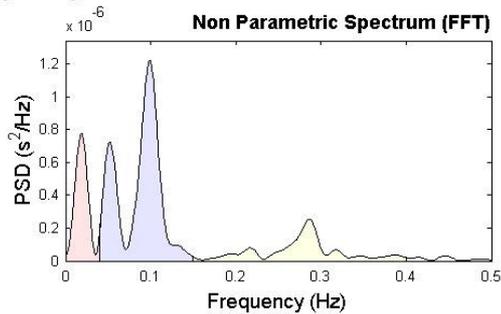
## Distributions\*



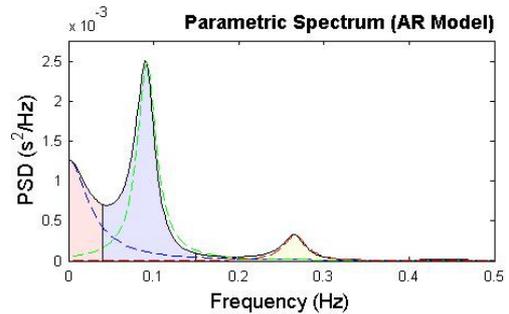
## Poincare Plot\* SD1 = 6.8 ms ↔ (Short-term HRV) SD2 = 28.4 ms ↔ (Long-term HRV)



## Frequency Domain Results



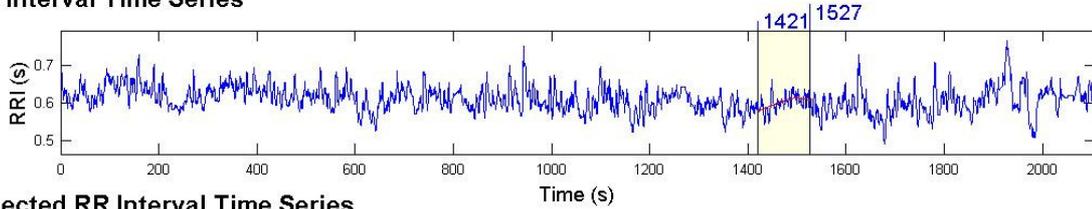
Frequency Band	Peak (Hz)	Power (ms <sup>2</sup> )	Power (%)	Power (n.u.)
VLF	0.0195	0	19.4	
LF	0.0996	0	61.8	76.7
HF	0.2871	0	18.8	23.3
LF/HF			3.296	



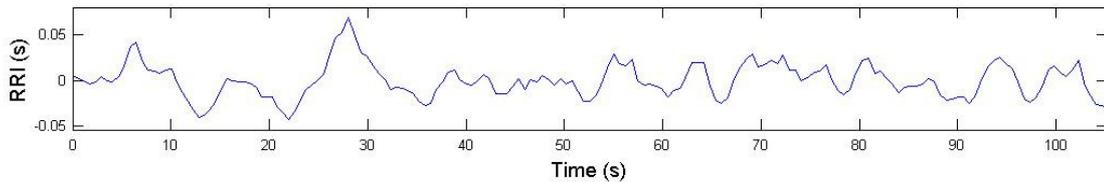
Frequency Band	Peak (Hz)	Power (ms <sup>2</sup> )	Power (%)	Power (n.u.)
VLF	0.0000	45	27.9	
LF	0.0918	100	62.2	83.2
HF	0.2656	16	9.8	13.2
LF/HF			6.320	

# Heart Rate Variability Analysis

## RR Interval Time Series



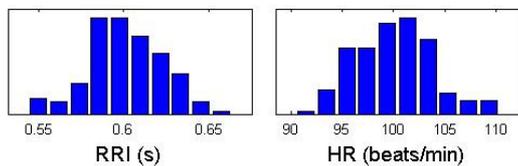
## Selected RR Interval Time Series



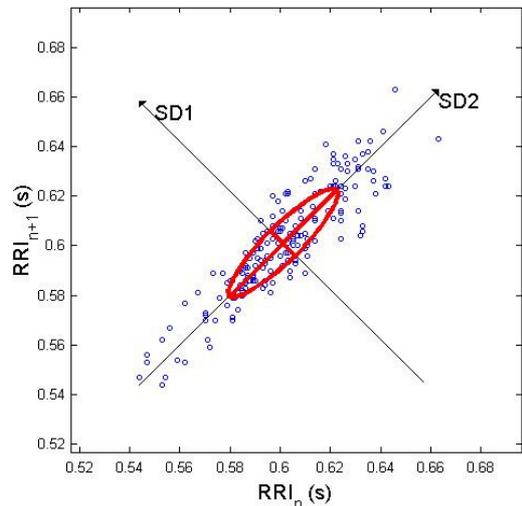
## Time Domain Results

Variable	Units	Value
<b>Statistical Measures</b>		
Mean RR*	(s)	0.601
STD	(s)	0.019
Mean HR*	(1/min)	99.95
STD	(1/min)	3.12
RMSSD	(ms)	9.8
NN50	(count)	0
pNN50	(%)	0.0
<b>Geometric Measures</b>		
RR triangular index		0.036
TINN	(ms)	90.0

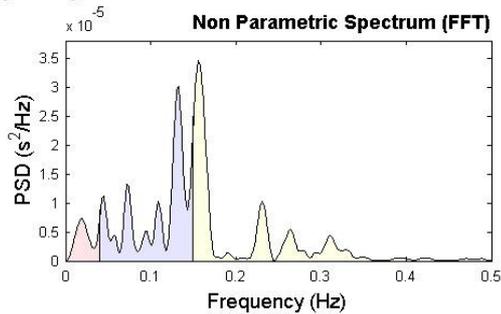
## Distributions\*



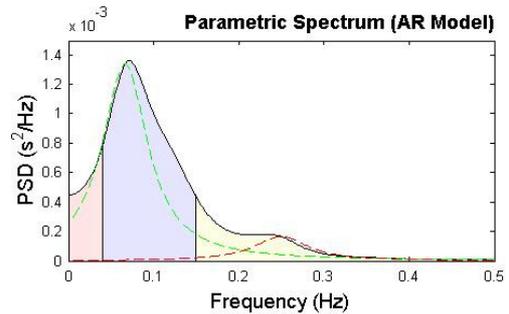
## Poincare Plot\* SD1 = 7.2 ms ↔ (Short-term HRV) SD2 = 30.5 ms ↔ (Long-term HRV)



## Frequency Domain Results



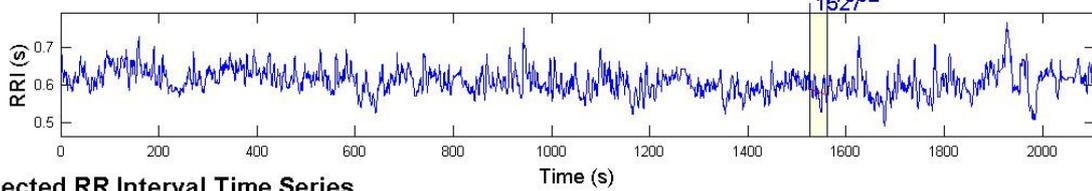
Frequency Band	Peak (Hz)	Power (ms <sup>2</sup> )	Power (%)	Power (n.u.)
VLF	0.0195	0	7.7	
LF	0.1328	1	47.3	51.2
HF	0.1563	1	45.0	48.8
LF/HF			1.051	



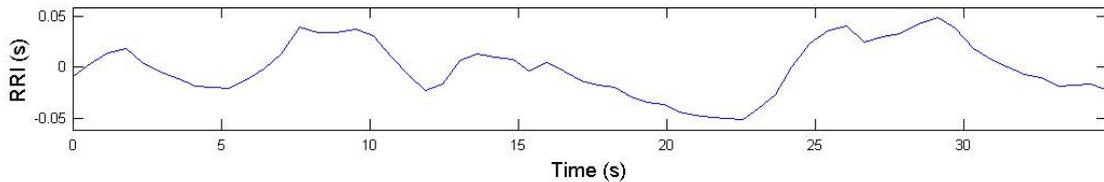
Frequency Band	Peak (Hz)	Power (ms <sup>2</sup> )	Power (%)	Power (n.u.)
VLF	0.0000	0	0.0	
LF	0.0664	106	88.5	66.2
HF	0.2500	14	11.5	8.6
LF/HF			7.723	

# Heart Rate Variability Analysis

## RR Interval Time Series



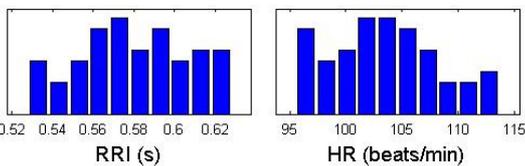
## Selected RR Interval Time Series



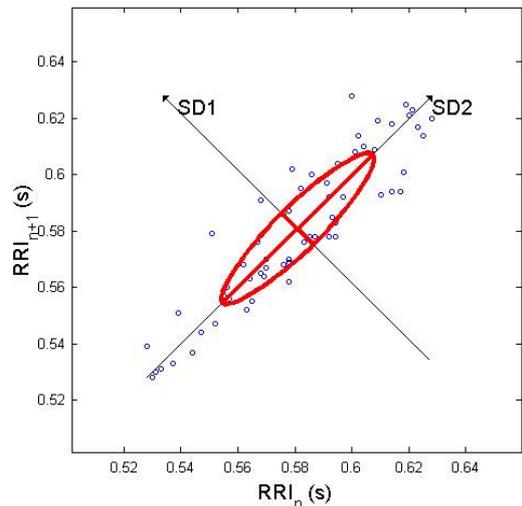
## Time Domain Results

Variable	Units	Value
<b>Statistical Measures</b>		
Mean RR*	(s)	0.581
STD	(s)	0.026
Mean HR*	(1/min)	103.51
STD	(1/min)	4.72
RMSSD	(ms)	10.9
NN50	(count)	0
pNN50	(%)	0.0
<b>Geometric Measures</b>		
RR triangular index		0.052
TINN	(ms)	125.0

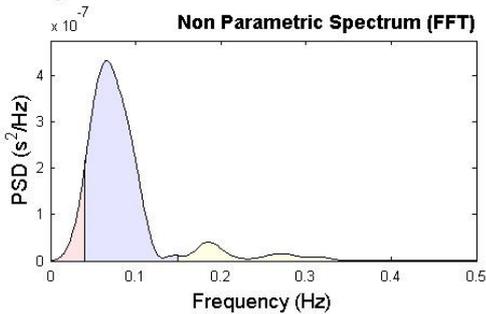
## Distributions\*



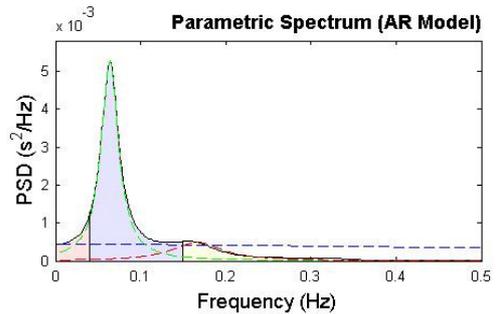
## Poincare Plot\* SD1 = 8.0 ms ↔ (Short-term HRV) SD2 = 37.5 ms ↔ (Long-term HRV)



## Frequency Domain Results



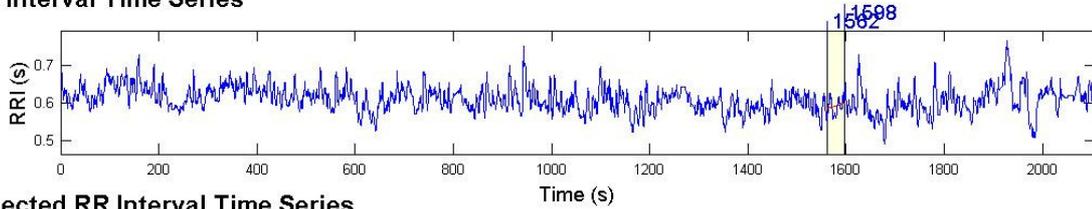
Frequency Band	Peak (Hz)	Power (ms <sup>2</sup> )	Power (%)	Power (n.u.)
VLF	0.0391	0	7.7	
LF	0.0664	0	82.8	89.7
HF	0.1855	0	9.5	10.3
LF/HF			8.713	



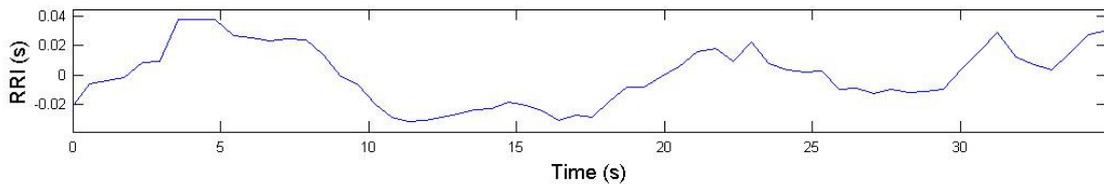
Frequency Band	Peak (Hz)	Power (ms <sup>2</sup> )	Power (%)	Power (n.u.)
VLF	0.0000	0	0.0	
LF	0.0645	198	83.1	79.8
HF	0.1660	40	16.9	16.2
LF/HF			4.928	

# Heart Rate Variability Analysis

## RR Interval Time Series



## Selected RR Interval Time Series



### Time Domain Results

Variable	Units	Value
<b>Statistical Measures</b>		
Mean RR*	(s)	0.592
STD	(s)	0.020
Mean HR*	(1/min)	101.40
STD	(1/min)	3.52
RMSSD	(ms)	8.5
NN50	(count)	0
pNN50	(%)	0.0
<b>Geometric Measures</b>		
RR triangular index		0.052
TINN	(ms)	1105.0

Distributions\*

### Poincare Plot\*

SD1 = 6.5 ms ↔ (Short-term HRV)  
SD2 = 28.9 ms ↔ (Long-term HRV)

### Frequency Domain Results

#### Non Parametric Spectrum (FFT)

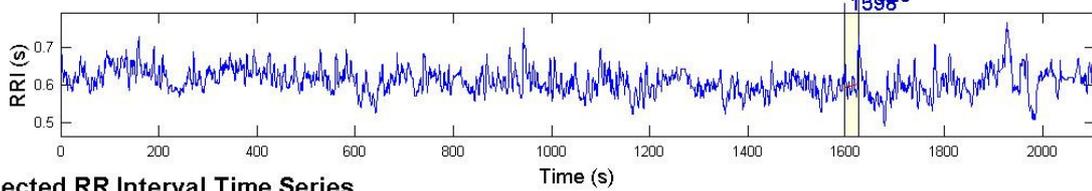
Frequency Band	Peak (Hz)	Power (ms <sup>2</sup> )	Power (%)	Power (n.u.)
VLF	0.0273	0	18.7	
LF	0.0801	0	54.9	67.6
HF	0.3145	0	26.4	32.4
LF/HF			2.082	

#### Parametric Spectrum (AR Model)

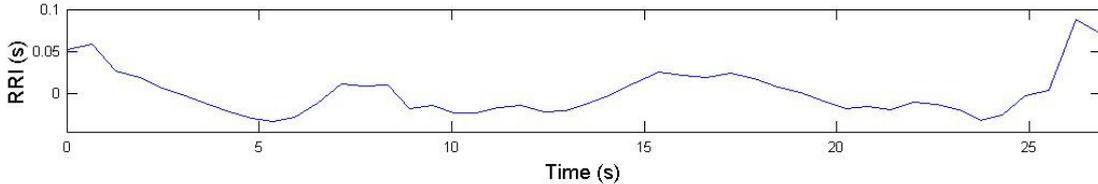
Frequency Band	Peak (Hz)	Power (ms <sup>2</sup> )	Power (%)	Power (n.u.)
VLF	0.0000	6	3.5	
LF	0.0645	166	92.5	92.5
HF	0.1914	7	3.9	3.9
LF/HF			23.576	

# Heart Rate Variability Analysis

## RR Interval Time Series



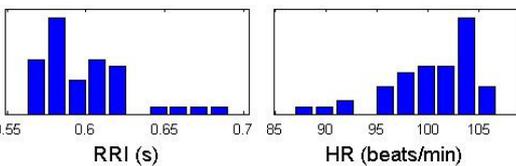
## Selected RR Interval Time Series



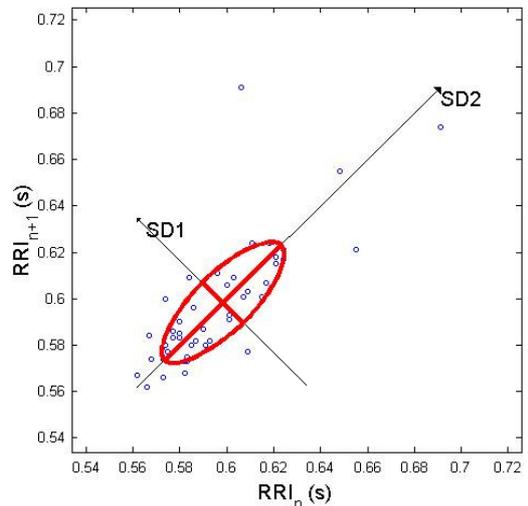
## Time Domain Results

Variable	Units	Value
<b>Statistical Measures</b>		
Mean RR*	(s)	0.598
STD	(s)	0.028
Mean HR*	(1/min)	100.48
STD	(1/min)	4.39
RMSSD	(ms)	17.1
NN50	(count)	1
pNN50	(%)	2.2
<b>Geometric Measures</b>		
RR triangular index		0.039
TINN	(ms)	105.0

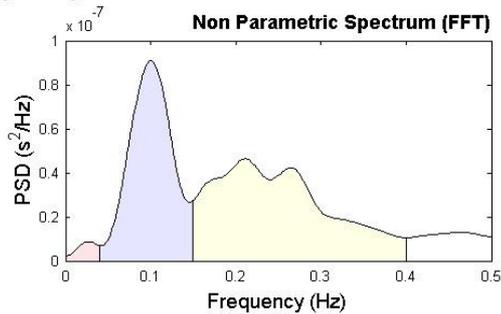
## Distributions\*



## Poincare Plot\* SD1 = 12.5 ms ↔ (Short-term HRV) SD2 = 35.3 ms ↔ (Long-term HRV)

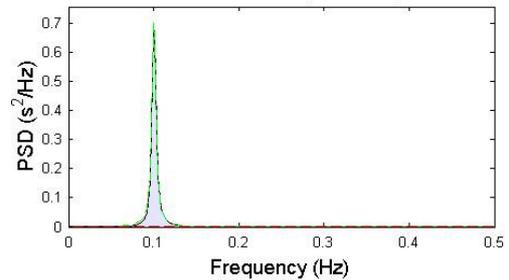


## Frequency Domain Results



Frequency Band	Peak (Hz)	Power (ms <sup>2</sup> )	Power (%)	Power (n.u.)
VLF	0.0273	0	1.9	
LF	0.0996	0	42.4	43.2
HF	0.2109	0	55.7	56.8
LF/HF			0.761	

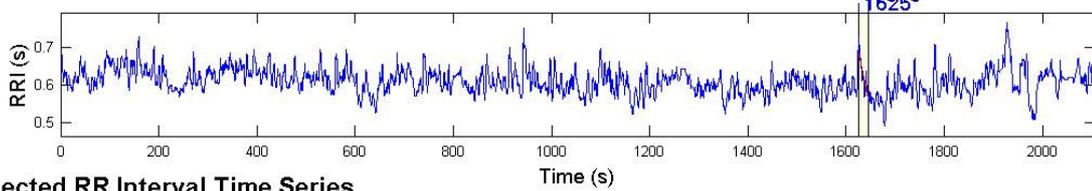
## Parametric Spectrum (AR Model)



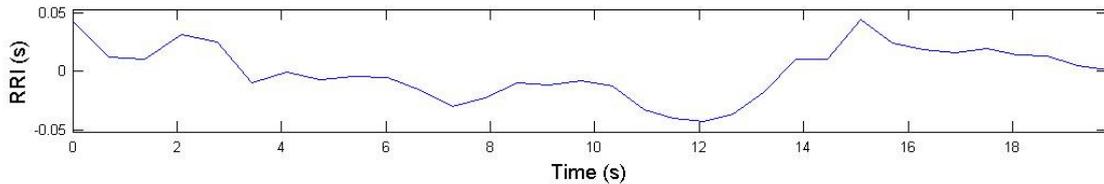
Frequency Band	Peak (Hz)	Power (ms <sup>2</sup> )	Power (%)	Power (n.u.)
VLF	0.0000	0	0.0	
LF	0.0996	6389	99.7	108.4
HF	0.2461	20	0.3	0.3
LF/HF			313.450	

# Heart Rate Variability Analysis

## RR Interval Time Series



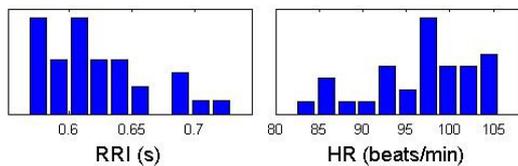
## Selected RR Interval Time Series



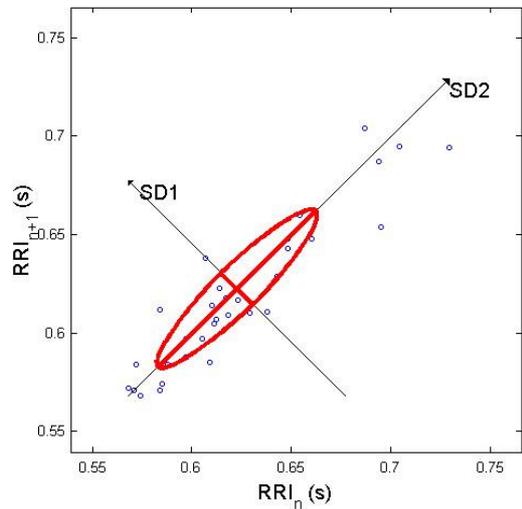
## Time Domain Results

Variable	Units	Value
<b>Statistical Measures</b>		
Mean RR*	(s)	0.623
STD	(s)	0.023
Mean HR*	(1/min)	96.79
STD	(1/min)	3.47
RMSSD	(ms)	14.5
NN50	(count)	0
pNN50	(%)	0.0
<b>Geometric Measures</b>		
RR triangular index		0.044
TINN	(ms)	95.0

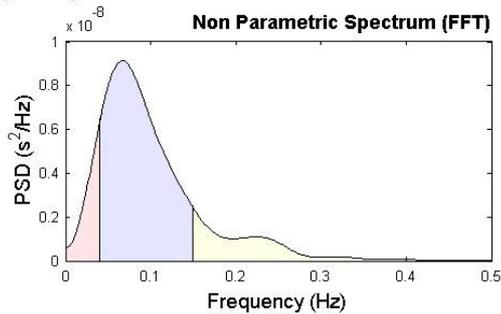
## Distributions\*



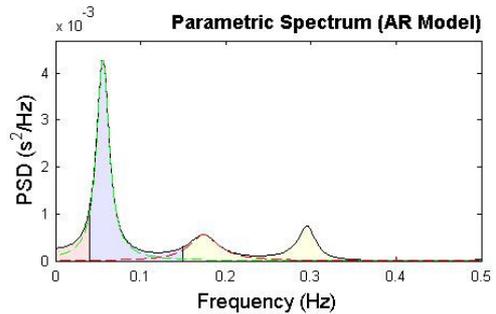
## Poincare Plot\* SD1 = 11.4 ms ↔ (Short-term HRV) SD2 = 56.3 ms ↔ (Long-term HRV)



## Frequency Domain Results



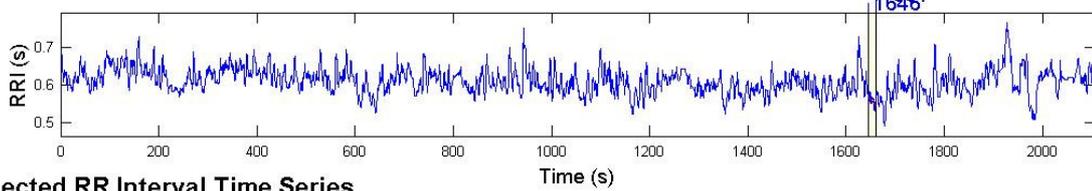
Frequency Band	Peak (Hz)	Power (ms <sup>2</sup> )	Power (%)	Power (n.u.)
VLF	0.0391	0	11.5	
LF	0.0664	0	72.6	82.1
HF	0.1504	0	15.9	17.9
LF/HF			4.580	



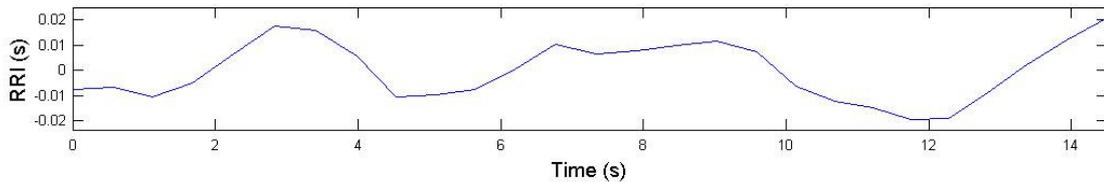
Frequency Band	Peak (Hz)	Power (ms <sup>2</sup> )	Power (%)	Power (n.u.)
VLF	0.0000	0	0.0	
LF	0.0566	117	77.8	63.5
HF	0.1738	33	22.2	18.2
LF/HF			3.500	

# Heart Rate Variability Analysis

## RR Interval Time Series



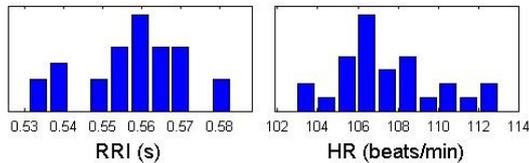
## Selected RR Interval Time Series



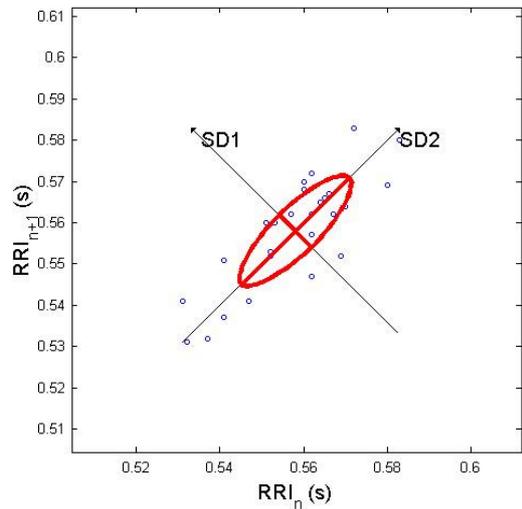
## Time Domain Results

Variable	Units	Value
<b>Statistical Measures</b>		
Mean RR*	(s)	0.558
STD	(s)	0.012
Mean HR*	(1/min)	107.59
STD	(1/min)	2.24
RMSSD	(ms)	7.6
NN50	(count)	0
pNN50	(%)	0.0
<b>Geometric Measures</b>		
RR triangular index		0.024
TINN	(ms)	55.0

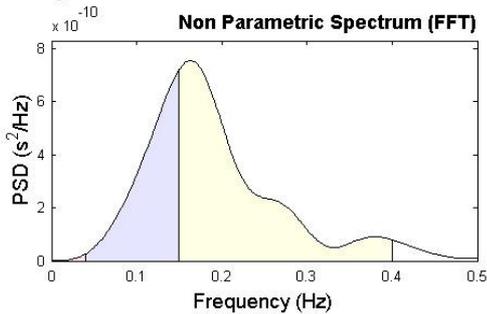
## Distributions\*



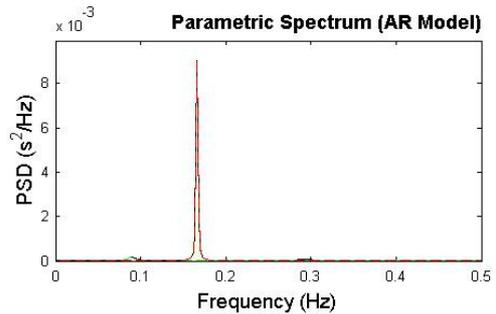
## Poincare Plot\* SD1 = 5.6 ms ↔ (Short-term HRV) SD2 = 18.4 ms ↔ (Long-term HRV)



## Frequency Domain Results



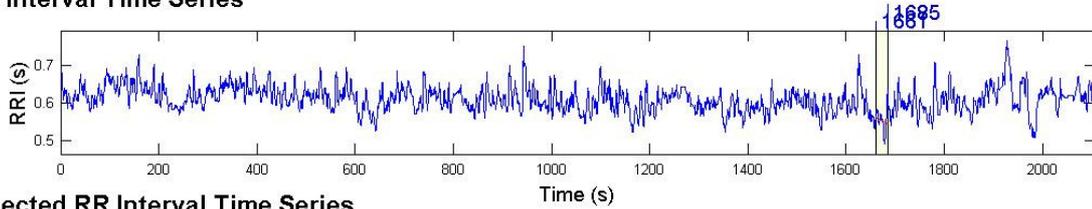
Frequency Band	Peak (Hz)	Power (ms <sup>2</sup> )	Power (%)	Power (n.u.)
VLF	0.0391	0	0.3	
LF	0.1484	0	34.1	34.2
HF	0.1641	0	65.6	65.8
LF/HF			0.520	



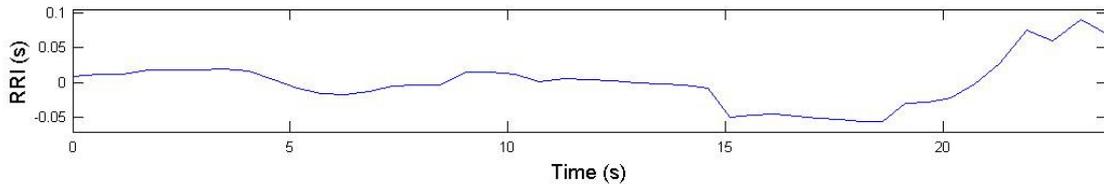
Frequency Band	Peak (Hz)	Power (ms <sup>2</sup> )	Power (%)	Power (n.u.)
VLF	0.0000	0	0.0	
LF	0.0898	3	9.2	8.1
HF	0.1660	27	90.8	79.5
LF/HF			0.102	

# Heart Rate Variability Analysis

## RR Interval Time Series



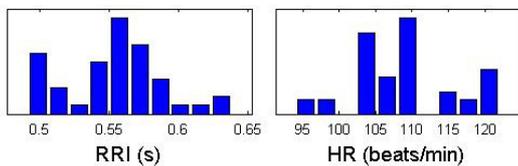
## Selected RR Interval Time Series



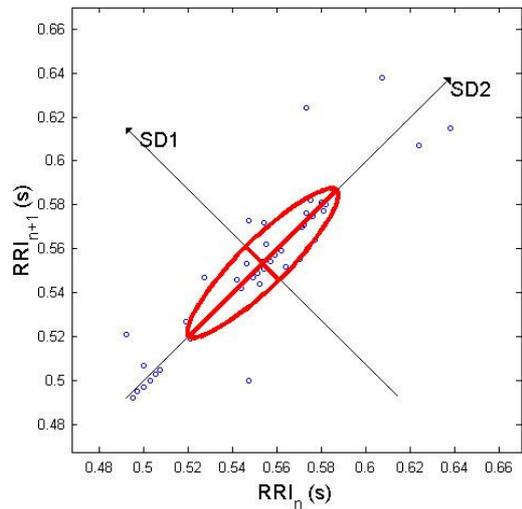
## Time Domain Results

Variable	Units	Value
<b>Statistical Measures</b>		
Mean RR*	(s)	0.553
STD	(s)	0.034
Mean HR*	(1/min)	108.84
STD	(1/min)	6.67
RMSSD	(ms)	14.3
NN50	(count)	0
pNN50	(%)	0.0
<b>Geometric Measures</b>		
RR triangular index		0.043
TINN	(ms)	125.0

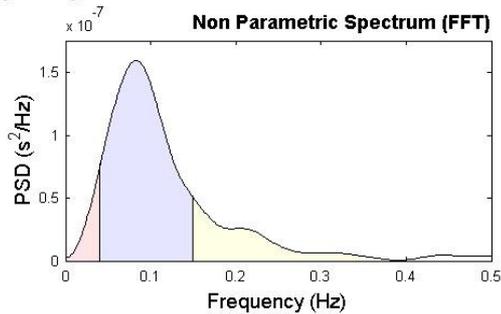
## Distributions\*



## Poincare Plot\* SD1 = 10.8 ms (Short-term HRV) SD2 = 47.4 ms (Long-term HRV)

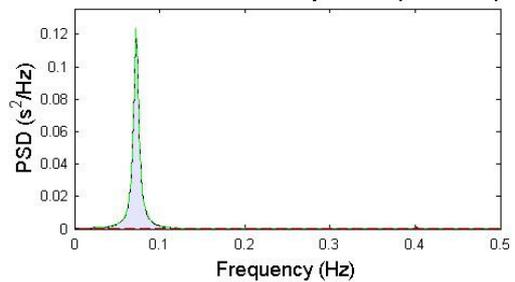


## Frequency Domain Results



Frequency Band	Peak (Hz)	Power (ms <sup>2</sup> )	Power (%)	Power (n.u.)
VLF	0.0391	0	6.6	
LF	0.0820	0	73.1	78.2
HF	0.1504	0	20.3	21.8
LF/HF			3.591	

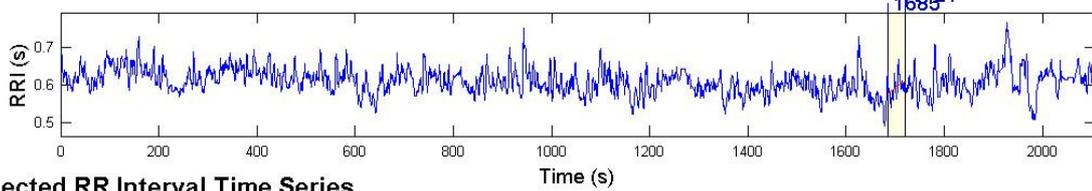
## Parametric Spectrum (AR Model)



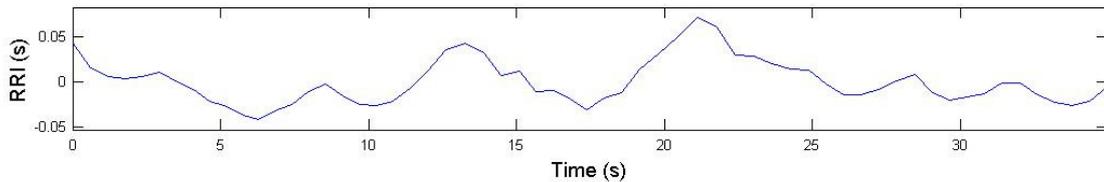
Frequency Band	Peak (Hz)	Power (ms <sup>2</sup> )	Power (%)	Power (n.u.)
VLF	0.0000	0	0.0	
LF	0.0723	1381	99.6	103.4
HF	0.2324	5	0.4	0.4
LF/HF			281.225	

# Heart Rate Variability Analysis

## RR Interval Time Series



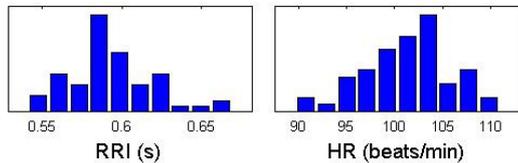
## Selected RR Interval Time Series



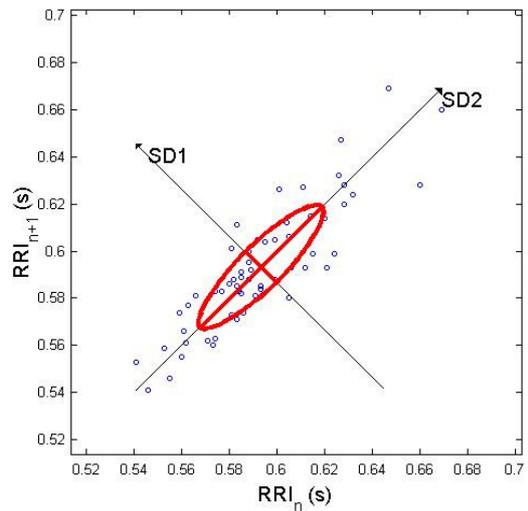
## Time Domain Results

Variable	Units	Value
<b>Statistical Measures</b>		
Mean RR*	(s)	0.593
STD	(s)	0.024
Mean HR*	(1/min)	101.33
STD	(1/min)	4.10
RMSSD	(ms)	12.8
NN50	(count)	0
pNN50	(%)	0.0
<b>Geometric Measures</b>		
RR triangular index		0.048
TINN	(ms)	105.0

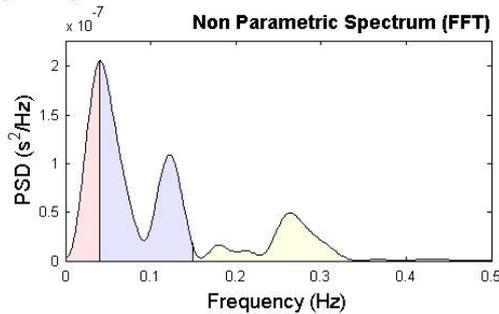
## Distributions\*



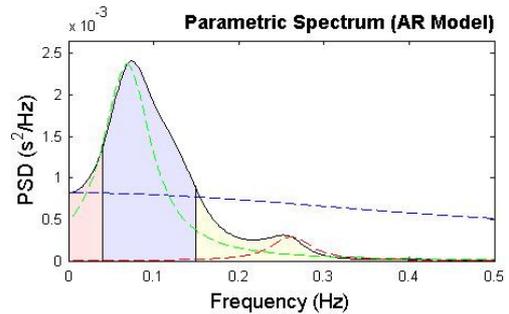
## Poincare Plot\* SD1 = 9.3 ms ↔ (Short-term HRV) SD2 = 36.3 ms ↔ (Long-term HRV)



## Frequency Domain Results



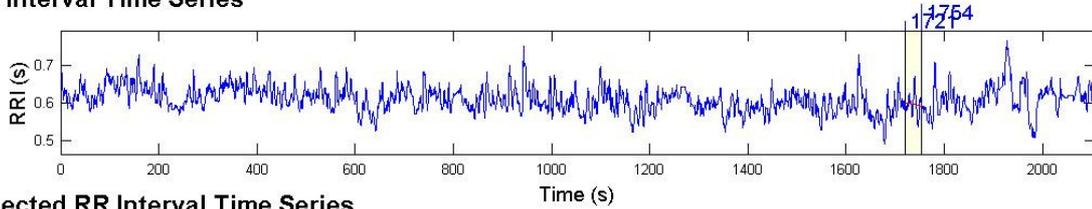
Frequency Band	Peak (Hz)	Power (ms <sup>2</sup> )	Power (%)	Power (n.u.)
VLF	0.0391	0	22.8	
LF	0.0410	0	56.5	73.2
HF	0.2637	0	20.6	26.8
LF/HF			2.738	



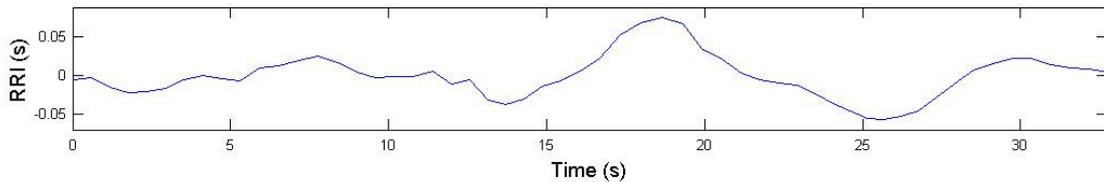
Frequency Band	Peak (Hz)	Power (ms <sup>2</sup> )	Power (%)	Power (n.u.)
VLF	0.0000	0	0.0	
LF	0.0684	196	90.6	67.8
HF	0.2617	20	9.4	7.1
LF/HF			9.599	

# Heart Rate Variability Analysis

## RR Interval Time Series



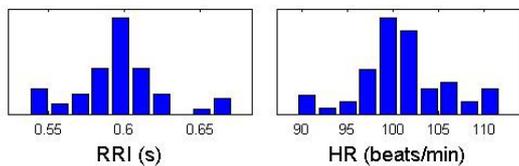
## Selected RR Interval Time Series



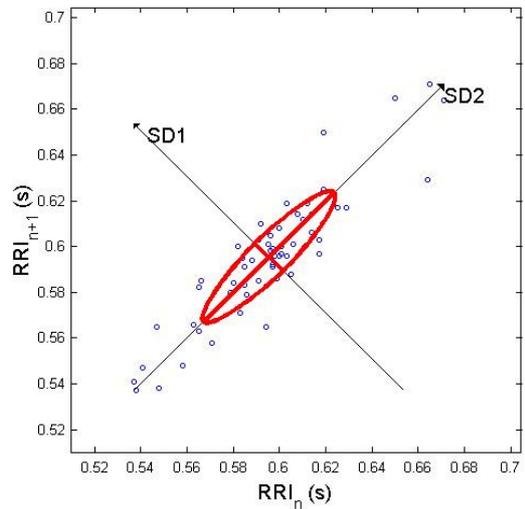
## Time Domain Results

Variable	Units	Value
<b>Statistical Measures</b>		
Mean RR*	(s)	0.595
STD	(s)	0.028
Mean HR*	(1/min)	101.00
STD	(1/min)	4.79
RMSSD	(ms)	11.8
NN50	(count)	0
pNN50	(%)	0.0
<b>Geometric Measures</b>		
RR triangular index		0.043
TINN	(ms)	110.0

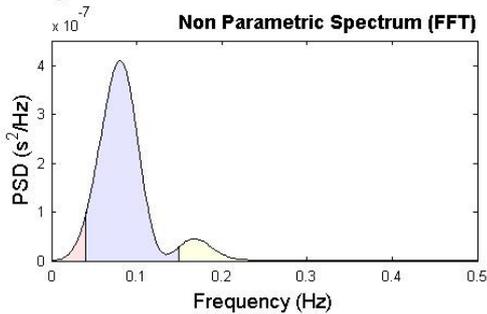
## Distributions\*



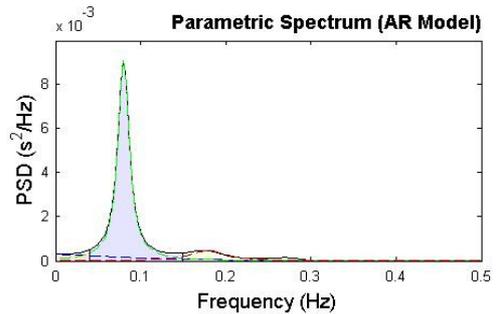
## Poincare Plot\* SD1 = 8.6 ms ↔ (Short-term HRV) SD2 = 40.1 ms ↔ (Long-term HRV)



## Frequency Domain Results



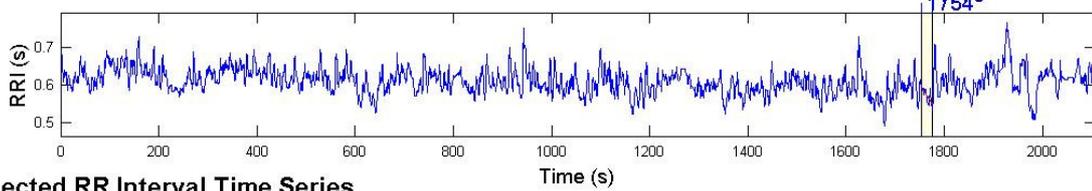
Frequency Band	Peak (Hz)	Power (ms <sup>2</sup> )	Power (%)	Power (n.u.)
VLF	0.0391	0	4.1	
LF	0.0801	0	87.8	91.5
HF	0.1680	0	8.1	8.5
LF/HF			10.773	



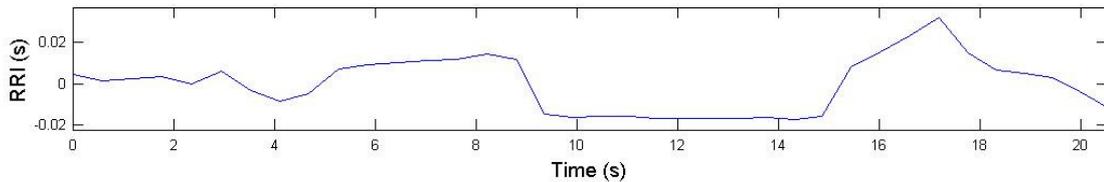
Frequency Band	Peak (Hz)	Power (ms <sup>2</sup> )	Power (%)	Power (n.u.)
VLF	0.0000	4	1.4	
LF	0.0801	226	87.1	85.1
HF	0.1797	30	11.4	11.1
LF/HF			7.638	

# Heart Rate Variability Analysis

## RR Interval Time Series



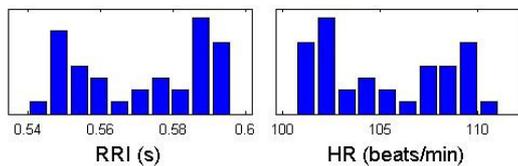
## Selected RR Interval Time Series



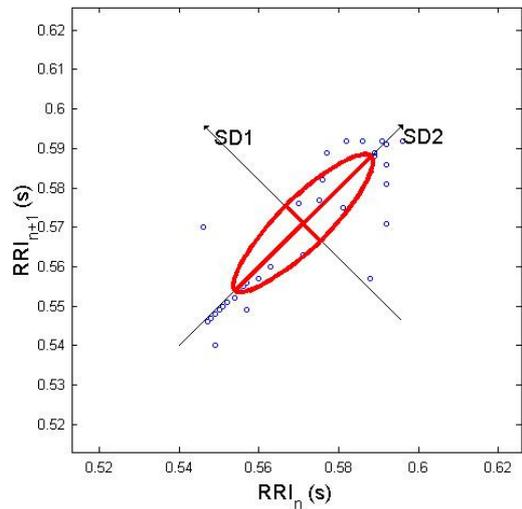
## Time Domain Results

Variable	Units	Value
<b>Statistical Measures</b>		
Mean RR*	(s)	0.571
STD	(s)	0.013
Mean HR*	(1/min)	105.17
STD	(1/min)	2.50
RMSSD	(ms)	8.0
NN50	(count)	0
pNN50	(%)	0.0
<b>Geometric Measures</b>		
RR triangular index		0.026
TINN	(ms)	1030.0

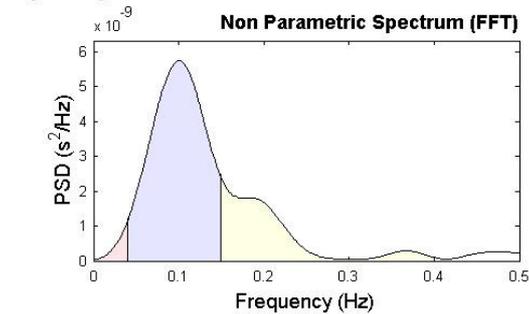
## Distributions\*



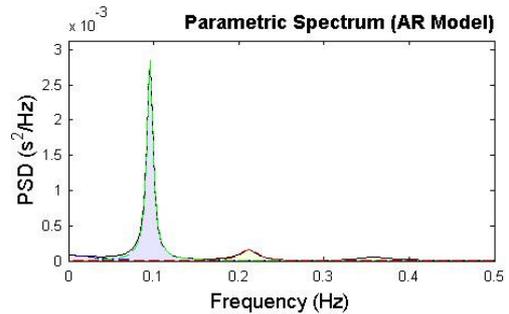
## Poincare Plot\* SD1 = 6.3 ms ↔ (Short-term HRV) SD2 = 24.2 ms ↔ (Long-term HRV)



## Frequency Domain Results



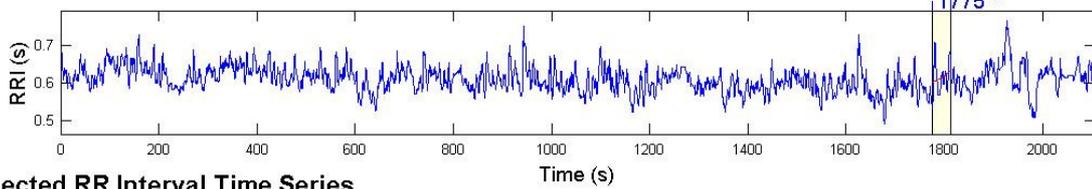
Frequency Band	Peak (Hz)	Power (ms <sup>2</sup> )	Power (%)	Power (n.u.)
VLF	0.0391	0	2.5	
LF	0.0996	0	71.1	72.9
HF	0.1504	0	26.4	27.1
LF/HF			2.690	



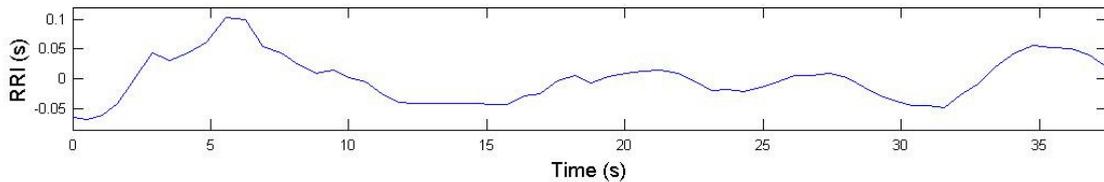
Frequency Band	Peak (Hz)	Power (ms <sup>2</sup> )	Power (%)	Power (n.u.)
VLF	0.0000	3	6.1	
LF	0.0957	40	81.5	76.8
HF	0.2129	6	12.4	11.7
LF/HF			6.593	

# Heart Rate Variability Analysis

## RR Interval Time Series



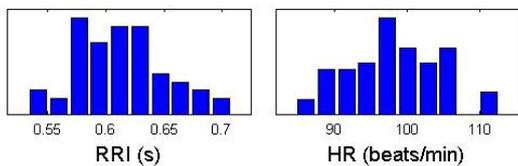
## Selected RR Interval Time Series



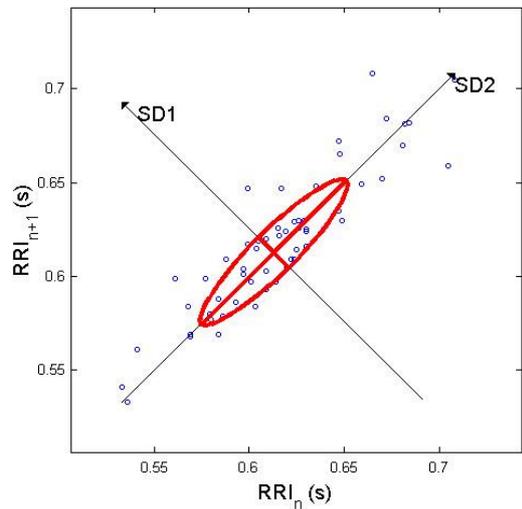
## Time Domain Results

Variable	Units	Value
<b>Statistical Measures</b>		
Mean RR*	(s)	0.613
STD	(s)	0.038
Mean HR*	(1/min)	98.31
STD	(1/min)	6.06
RMSSD	(ms)	15.7
NN50	(count)	0
pNN50	(%)	0.0
<b>Geometric Measures</b>		
RR triangular index		0.040
TINN	(ms)	140.0

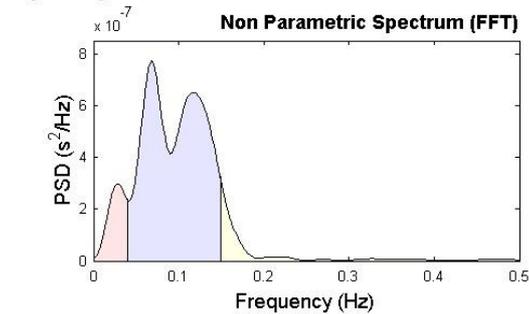
## Distributions\*



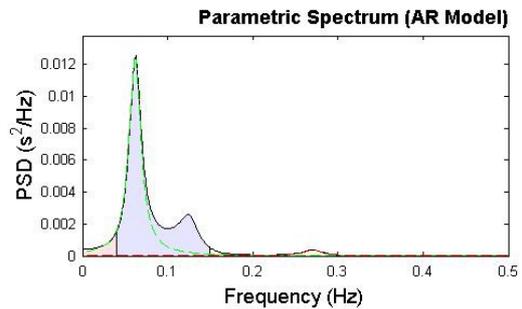
## Poincare Plot\* SD1 = 11.5 ms (Short-term HRV) SD2 = 54.4 ms (Long-term HRV)



## Frequency Domain Results



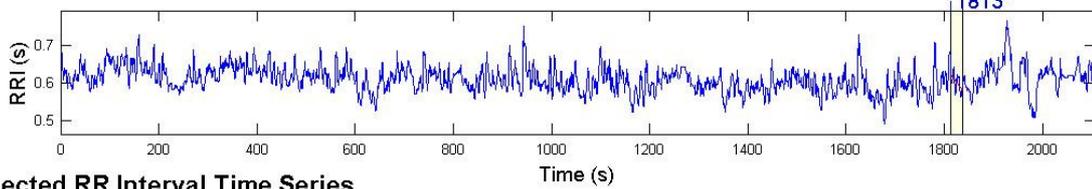
Frequency Band	Peak (Hz)	Power (ms <sup>2</sup> )	Power (%)	Power (n.u.)
VLF	0.0293	0	10.3	
LF	0.0684	0	81.7	91.1
HF	0.1504	0	8.0	8.9
LF/HF			10.208	



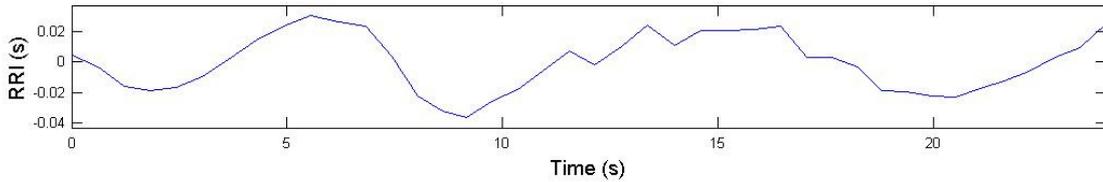
Frequency Band	Peak (Hz)	Power (ms <sup>2</sup> )	Power (%)	Power (n.u.)
VLF	0.0000	0	0.0	
LF	0.0625	321	95.4	73.0
HF	0.2715	15	4.6	3.5
LF/HF			20.890	

# Heart Rate Variability Analysis

## RR Interval Time Series



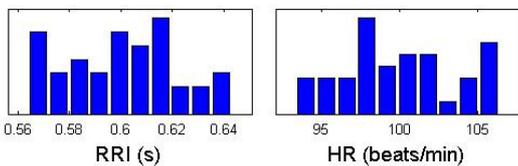
## Selected RR Interval Time Series



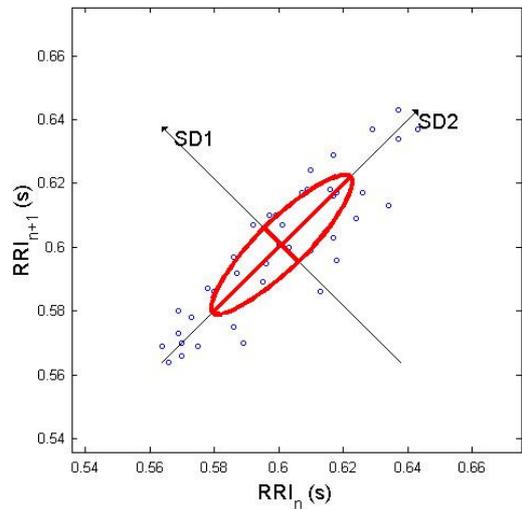
## Time Domain Results

Variable	Units	Value
<b>Statistical Measures</b>		
Mean RR*	(s)	0.601
STD	(s)	0.019
Mean HR*	(1/min)	99.99
STD	(1/min)	3.09
RMSSD	(ms)	10.4
NN50	(count)	0
pNN50	(%)	0.0
<b>Geometric Measures</b>		
RR triangular index		0.044
TINN	(ms)	140.0

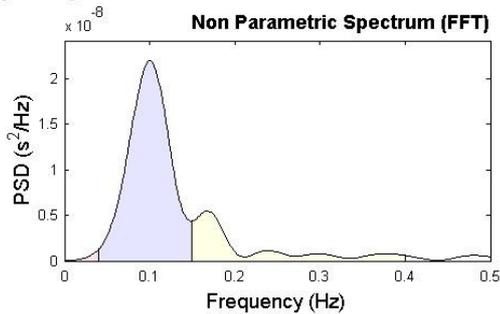
## Distributions\*



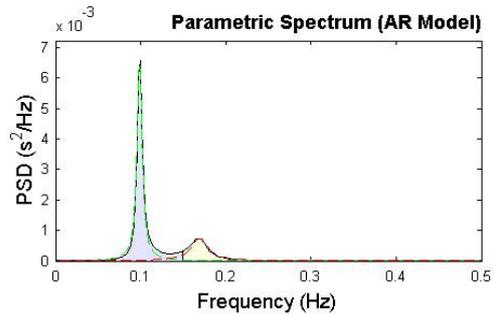
## Poincare Plot\* SD1 = 7.6 ms ↔ (Short-term HRV) SD2 = 30.3 ms ↔ (Long-term HRV)



## Frequency Domain Results



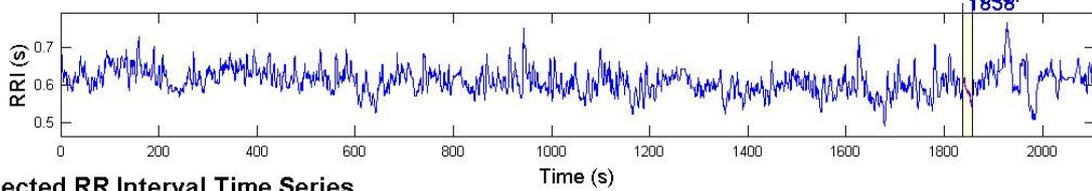
Frequency Band	Peak (Hz)	Power (ms <sup>2</sup> )	Power (%)	Power (n.u.)
VLF	0.0391	0	0.9	
LF	0.0996	0	78.4	79.1
HF	0.1680	0	20.7	20.9
LF/HF			3.790	



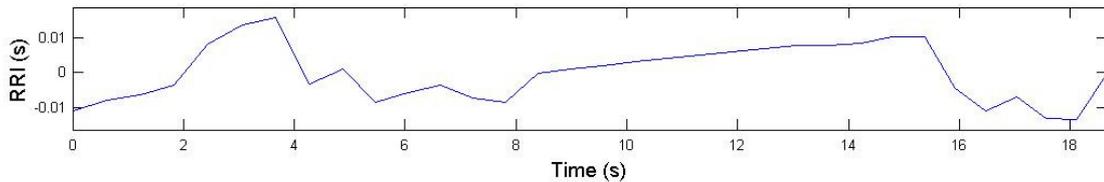
Frequency Band	Peak (Hz)	Power (ms <sup>2</sup> )	Power (%)	Power (n.u.)
VLF	0.0000	0	0.0	
LF	0.0996	75	74.0	69.8
HF	0.1699	26	26.0	24.6
LF/HF			2.844	

# Heart Rate Variability Analysis

## RR Interval Time Series



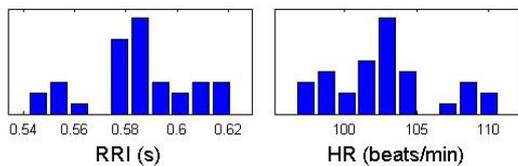
## Selected RR Interval Time Series



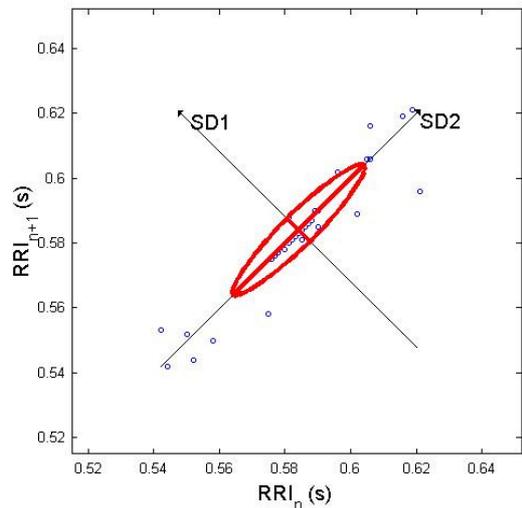
## Time Domain Results

Variable	Units	Value
<b>Statistical Measures</b>		
Mean RR*	(s)	0.584
STD	(s)	0.008
Mean HR*	(1/min)	102.86
STD	(1/min)	1.46
RMSSD	(ms)	6.2
NN50	(count)	0
pNN50	(%)	0.0
<b>Geometric Measures</b>		
RR triangular index		0.024
TINN	(ms)	1045.0

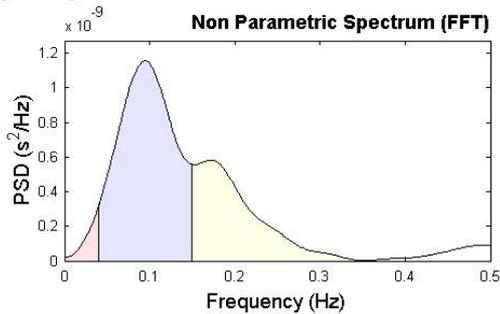
## Distributions\*



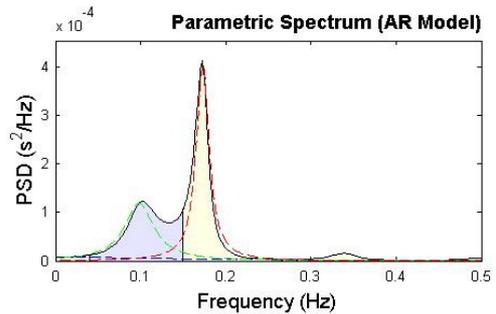
## Poincare Plot\* SD1 = 5.1 ms ↔ (Short-term HRV) SD2 = 28.3 ms ↔ (Long-term HRV)



## Frequency Domain Results



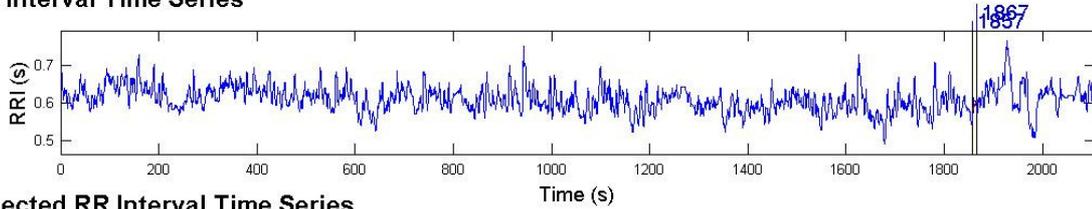
Frequency Band	Peak (Hz)	Power (ms <sup>2</sup> )	Power (%)	Power (n.u.)
VLF	0.0391	0	3.3	
LF	0.0938	0	63.6	65.8
HF	0.1719	0	33.1	34.2
LF/HF			1.921	



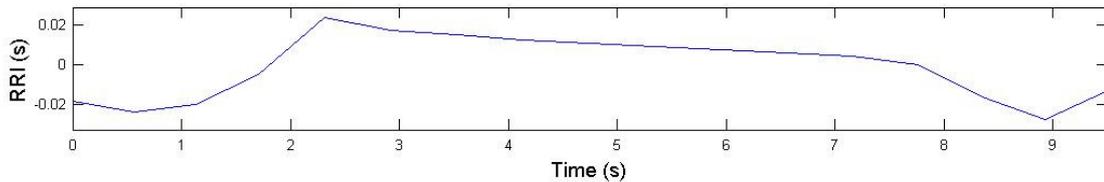
Frequency Band	Peak (Hz)	Power (ms <sup>2</sup> )	Power (%)	Power (n.u.)
VLF	0.0000	0	0.1	
LF	0.0977	7	38.0	33.6
HF	0.1738	11	61.9	54.8
LF/HF			0.614	

# Heart Rate Variability Analysis

## RR Interval Time Series



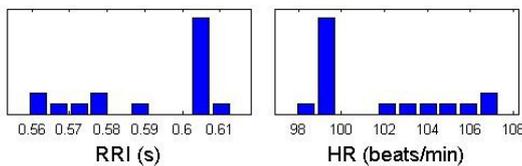
## Selected RR Interval Time Series



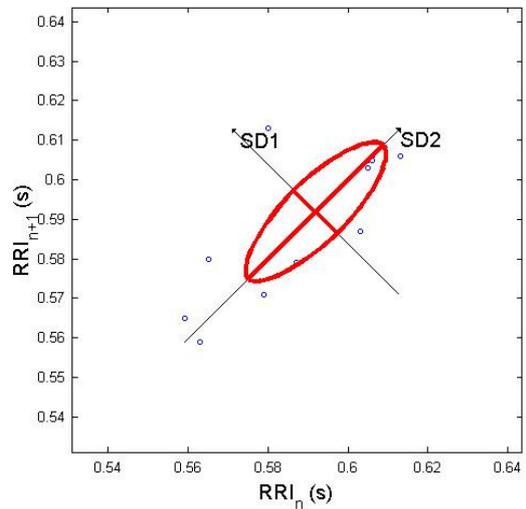
## Time Domain Results

Variable	Units	Value
<b>Statistical Measures</b>		
Mean RR*	(s)	0.592
STD	(s)	0.016
Mean HR*	(1/min)	101.47
STD	(1/min)	3.08
RMSSD	(ms)	10.5
NN50	(count)	0
pNN50	(%)	0.0
<b>Geometric Measures</b>		
RR triangular index		0.031
TINN	(ms)	70.0

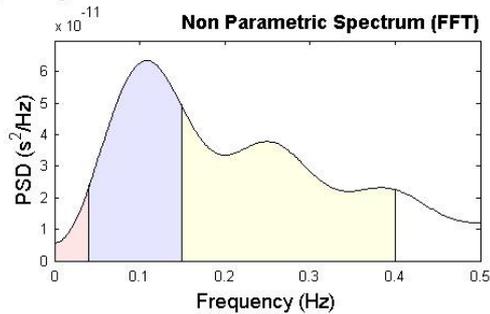
## Distributions\*



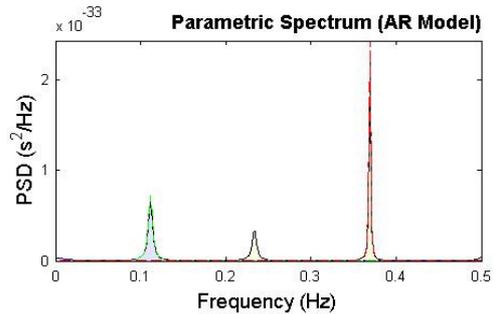
## Poincare Plot\* SD1 = 7.8 ms ↔ (Short-term HRV) SD2 = 24.0 ms ↔ (Long-term HRV)



## Frequency Domain Results



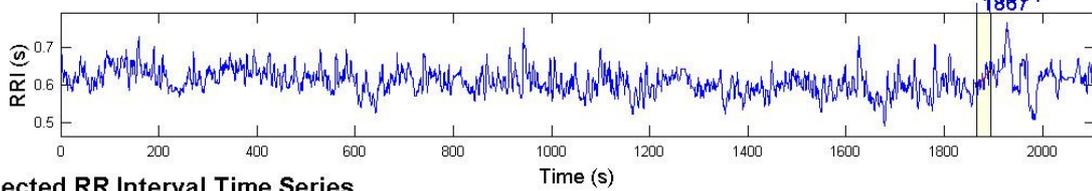
Frequency Band	Peak (Hz)	Power (ms <sup>2</sup> )	Power (%)	Power (n.u.)
VLF	0.0391	0	3.4	
LF	0.1074	0	41.0	42.4
HF	0.1504	0	55.6	57.6
LF/HF			0.737	



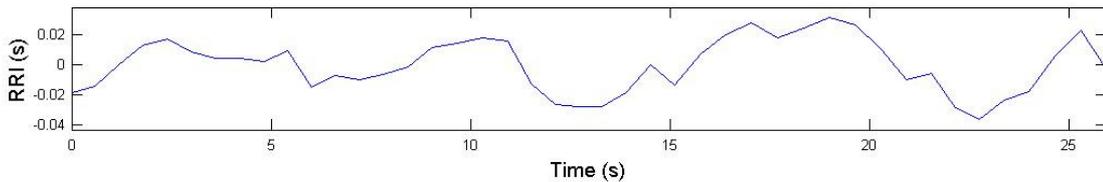
Frequency Band	Peak (Hz)	Power (ms <sup>2</sup> )	Power (%)	Power (n.u.)
VLF	0.0000	0	5.0	
LF	0.1113	0	41.6	26.6
HF	0.3691	0	53.4	34.1
LF/HF			0.779	

# Heart Rate Variability Analysis

## RR Interval Time Series



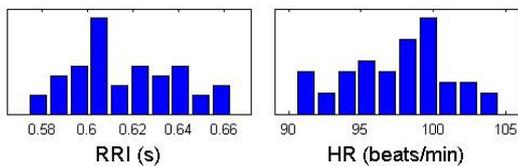
## Selected RR Interval Time Series



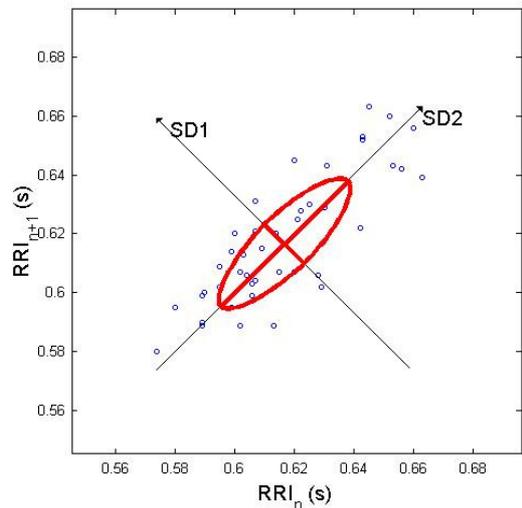
## Time Domain Results

Variable	Units	Value
<b>Statistical Measures</b>		
Mean RR*	(s)	0.617
STD	(s)	0.018
Mean HR*	(1/min)	97.43
STD	(1/min)	2.76
RMSSD	(ms)	12.8
NN50	(count)	0
pNN50	(%)	0.0
<b>Geometric Measures</b>		
RR triangular index		0.054
TINN	(ms)	200.0

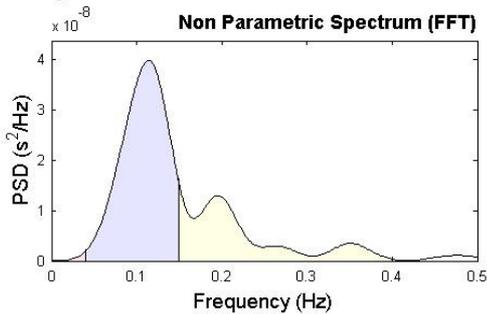
## Distributions\*



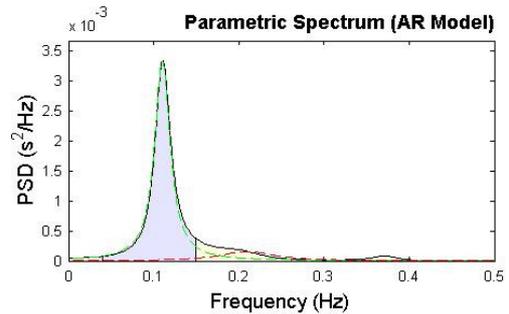
## Poincare Plot\* SD1 = 9.4 ms ↔ (Short-term HRV) SD2 = 30.2 ms ↔ (Long-term HRV)



## Frequency Domain Results



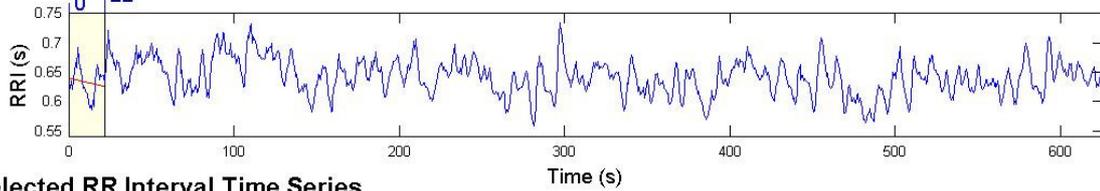
Frequency Band	Peak (Hz)	Power (ms <sup>2</sup> )	Power (%)	Power (n.u.)
VLF	0.0391	0	0.5	
LF	0.1133	0	68.0	68.4
HF	0.1504	0	31.5	31.6
LF/HF			2.160	



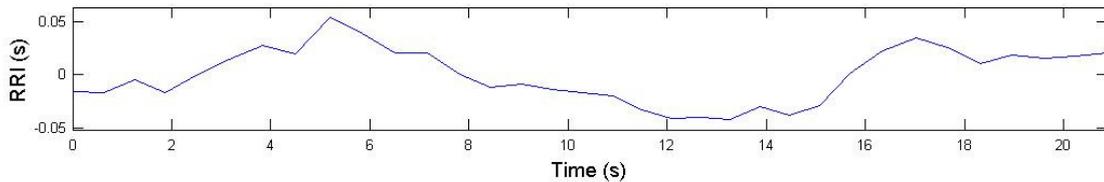
Frequency Band	Peak (Hz)	Power (ms <sup>2</sup> )	Power (%)	Power (n.u.)
VLF	0.0000	0	0.0	
LF	0.1094	114	91.7	86.6
HF	0.2090	10	8.3	7.9
LF/HF			11.012	

# Heart Rate Variability Analysis

## RR Interval Time Series



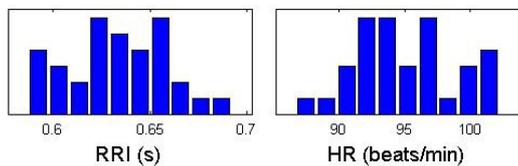
## Selected RR Interval Time Series



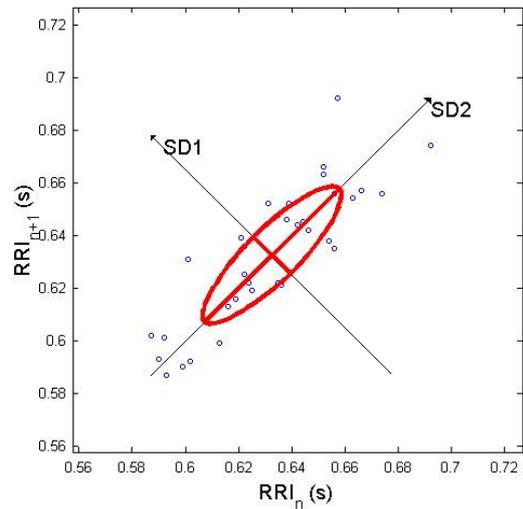
## Time Domain Results

Variable	Units	Value
<b>Statistical Measures</b>		
Mean RR*	(s)	0.632
STD	(s)	0.026
Mean HR*	(1/min)	95.02
STD	(1/min)	3.88
RMSSD	(ms)	13.2
NN50	(count)	0
pNN50	(%)	0.0
<b>Geometric Measures</b>		
RR triangular index		0.034
TINN	(ms)	95.0

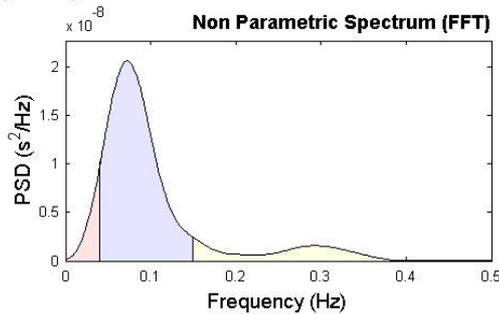
## Distributions\*



## Poincare Plot\* SD1 = 10.0 ms (Short-term HRV) SD2 = 35.9 ms (Long-term HRV)

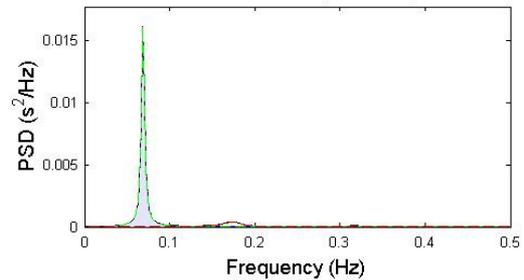


## Frequency Domain Results



Frequency Band	Peak (Hz)	Power (ms <sup>2</sup> )	Power (%)	Power (n.u.)
VLF	0.0391	0	7.7	
LF	0.0723	0	78.5	85.1
HF	0.1504	0	13.8	14.9
LF/HF			5.705	

## Parametric Spectrum (AR Model)

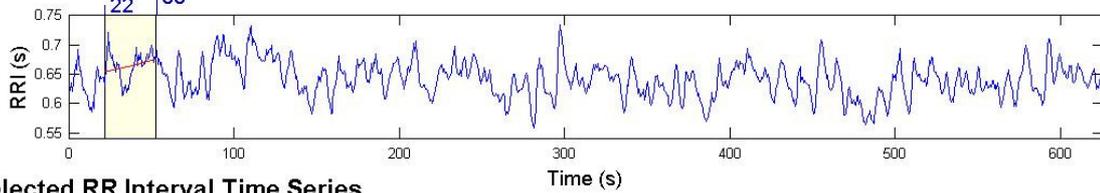


Frequency Band	Peak (Hz)	Power (ms <sup>2</sup> )	Power (%)	Power (n.u.)
VLF	0.0000	0	0.0	
LF	0.0684	118	88.5	82.1
HF	0.1738	15	11.5	10.7
LF/HF			7.702	

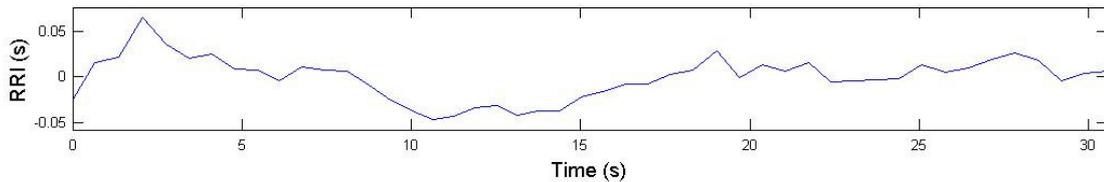
# Heart Rate Variability Analysis

Jogo02GuiFritzCorte-.txt

## RR Interval Time Series



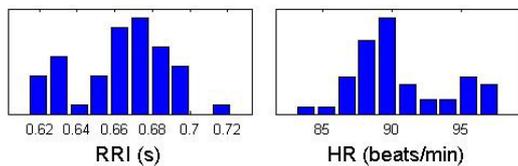
## Selected RR Interval Time Series



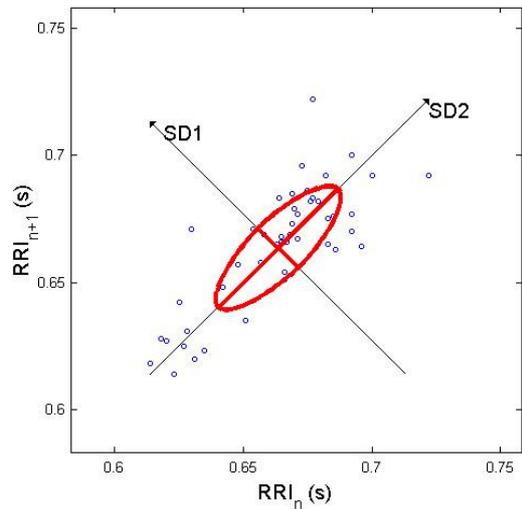
## Time Domain Results

Variable	Units	Value
<b>Statistical Measures</b>		
Mean RR*	(s)	0.664
STD	(s)	0.023
Mean HR*	(1/min)	90.55
STD	(1/min)	3.28
RMSSD	(ms)	14.8
NN50	(count)	0
pNN50	(%)	0.0
<b>Geometric Measures</b>		
RR triangular index		0.038
TINN	(ms)	95.0

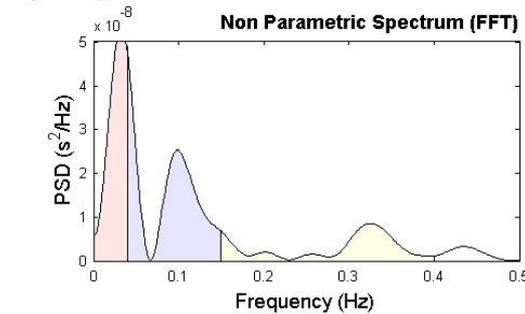
## Distributions\*



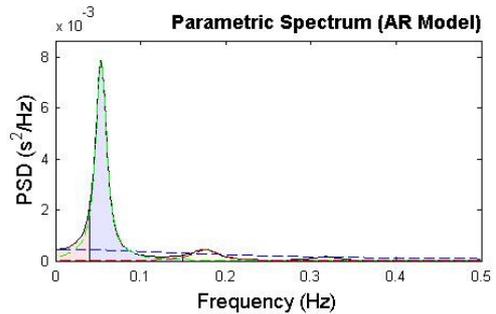
## Poincare Plot\* SD1 = 11.1 ms (Short-term HRV) SD2 = 33.0 ms (Long-term HRV)



## Frequency Domain Results



Frequency Band	Peak (Hz)	Power (ms <sup>2</sup> )	Power (%)	Power (n.u.)
VLF	0.0332	0	35.1	
LF	0.0410	0	45.2	69.7
HF	0.3242	0	19.7	30.3
LF/HF			2.300	

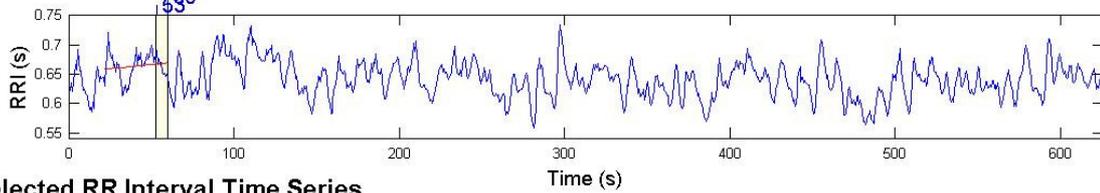


Frequency Band	Peak (Hz)	Power (ms <sup>2</sup> )	Power (%)	Power (n.u.)
VLF	0.0000	0	0.0	
LF	0.0547	187	88.5	80.2
HF	0.1777	24	11.5	10.4
LF/HF			7.673	

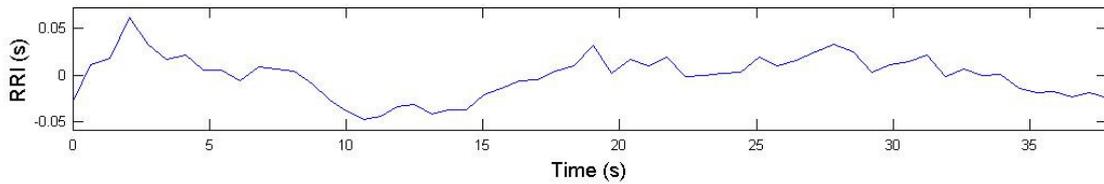
# Heart Rate Variability Analysis

Jogo02GuiFritzCorte-.txt

## RR Interval Time Series



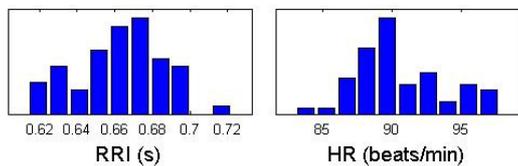
## Selected RR Interval Time Series



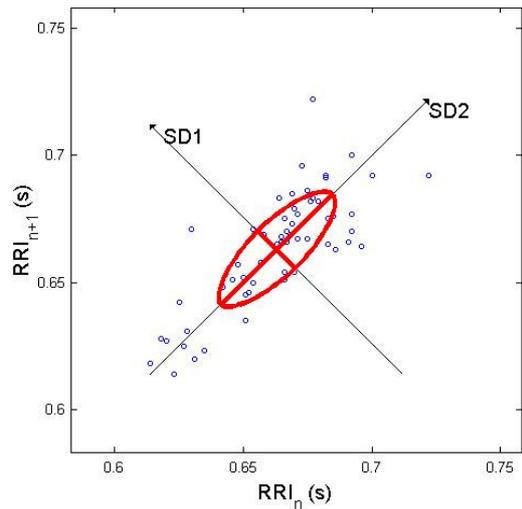
## Time Domain Results

Variable	Units	Value
<b>Statistical Measures</b>		
Mean RR*	(s)	0.663
STD	(s)	0.023
Mean HR*	(1/min)	90.61
STD	(1/min)	3.14
RMSSD	(ms)	14.0
NN50	(count)	0
pNN50	(%)	0.0
<b>Geometric Measures</b>		
RR triangular index		0.035
TINN	(ms)	95.0

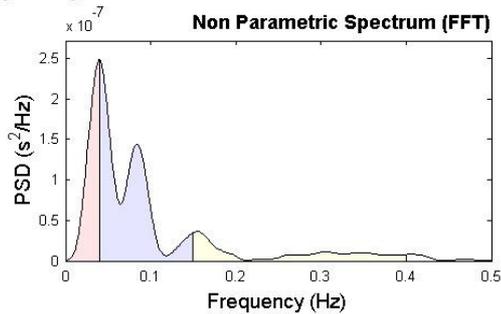
## Distributions\*



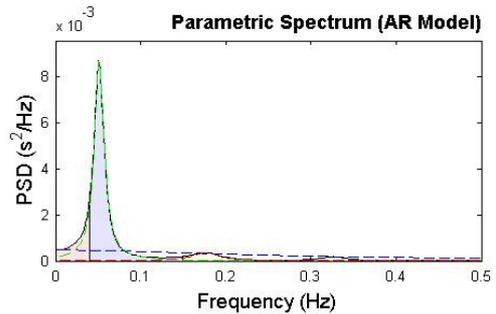
## Poincare Plot\* SD1 = 10.5 ms ↔ (Short-term HRV) SD2 = 30.7 ms ↔ (Long-term HRV)



## Frequency Domain Results



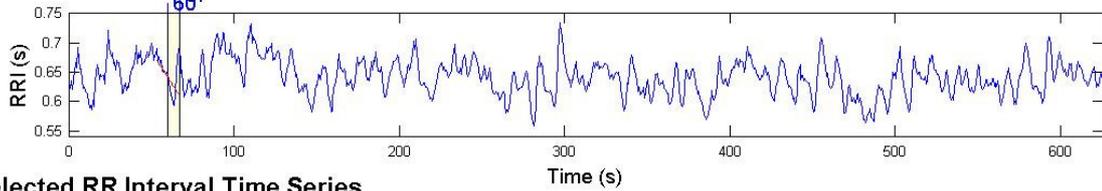
Frequency Band	Peak (Hz)	Power (ms <sup>2</sup> )	Power (%)	Power (n.u.)
VLF	0.0391	0	25.9	
LF	0.0410	0	58.2	78.6
HF	0.1543	0	15.9	21.4
LF/HF			3.673	



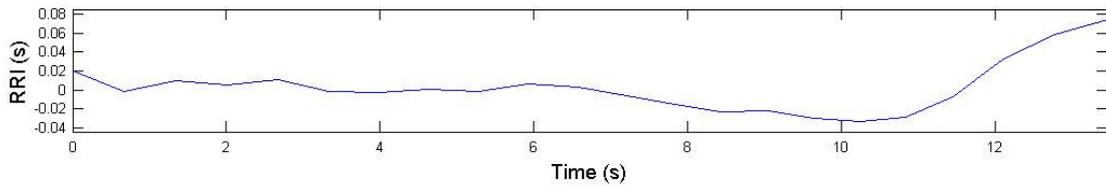
Frequency Band	Peak (Hz)	Power (ms <sup>2</sup> )	Power (%)	Power (n.u.)
VLF	0.0000	0	0.0	
LF	0.0508	189	90.0	82.0
HF	0.1777	21	10.0	9.1
LF/HF			9.049	

# Heart Rate Variability Analysis

## RR Interval Time Series



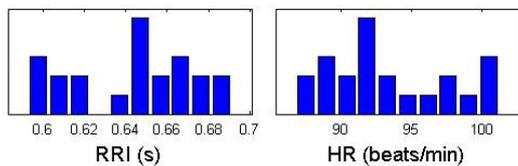
## Selected RR Interval Time Series



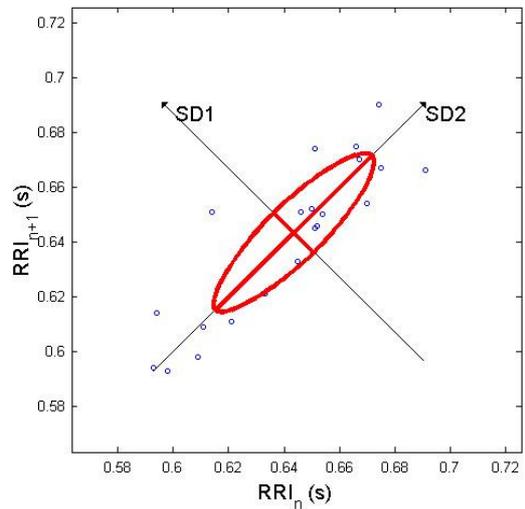
## Time Domain Results

Variable	Units	Value
<b>Statistical Measures</b>		
Mean RR*	(s)	0.643
STD	(s)	0.027
Mean HR*	(1/min)	93.45
STD	(1/min)	3.95
RMSSD	(ms)	13.9
NN50	(count)	0
pNN50	(%)	0.0
<b>Geometric Measures</b>		
RR triangular index		0.034
TINN	(ms)	95.0

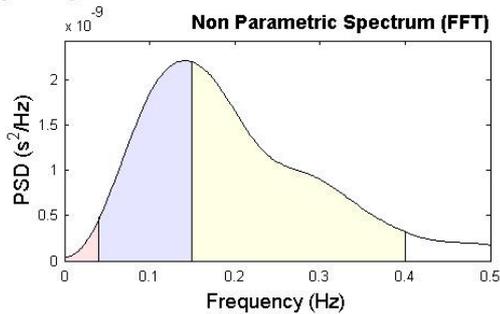
## Distributions\*



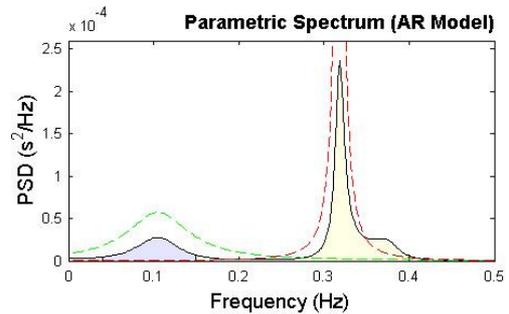
## Poincare Plot\* SD1 = 10.3 ms (Short-term HRV) SD2 = 40.0 ms (Long-term HRV)



## Frequency Domain Results



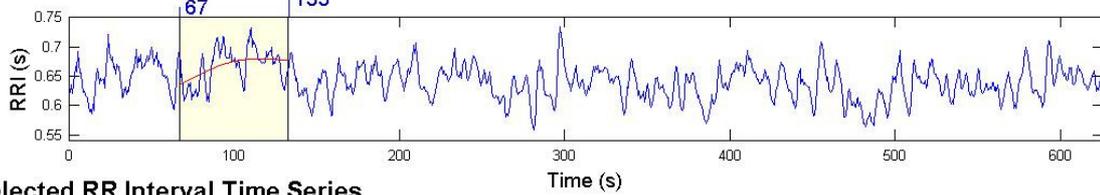
Frequency Band	Peak (Hz)	Power (ms <sup>2</sup> )	Power (%)	Power (n.u.)
VLF	0.0391	0	1.6	
LF	0.1406	0	38.4	39.0
HF	0.1504	0	60.0	61.0
LF/HF			0.640	



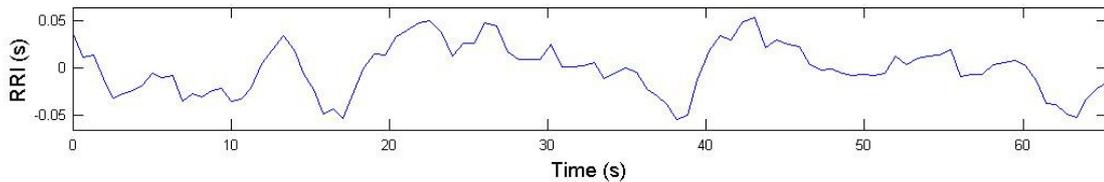
Frequency Band	Peak (Hz)	Power (ms <sup>2</sup> )	Power (%)	Power (n.u.)
VLF	0.0000	0	0.0	
LF	0.1055	-7	274.8	68.9
HF	0.3184	5	-174.8	-43.8
LF/HF			-1.572	

# Heart Rate Variability Analysis

## RR Interval Time Series



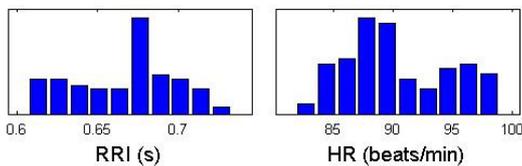
## Selected RR Interval Time Series



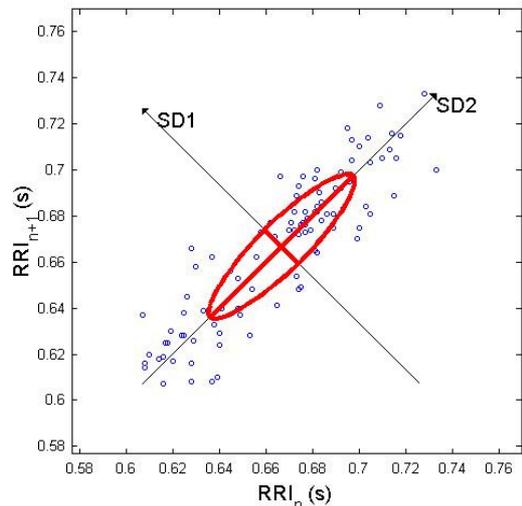
## Time Domain Results

Variable	Units	Value
<b>Statistical Measures</b>		
Mean RR*	(s)	0.667
STD	(s)	0.026
Mean HR*	(1/min)	90.20
STD	(1/min)	3.78
RMSSD	(ms)	14.2
NN50	(count)	0
pNN50	(%)	0.0
<b>Geometric Measures</b>		
RR triangular index		0.058
TINN	(ms)	130.0

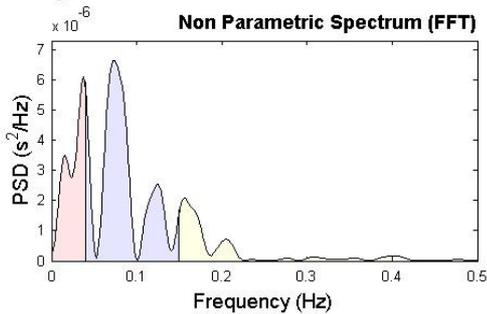
## Distributions\*



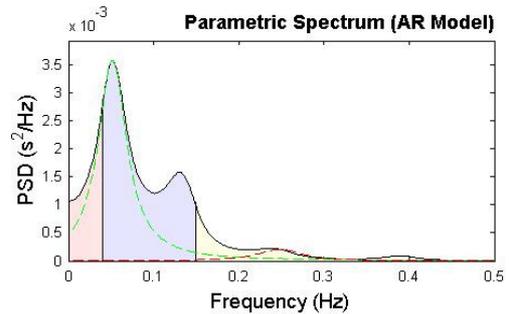
## Poincare Plot\* SD1 = 10.4 ms (Short-term HRV) SD2 = 43.6 ms (Long-term HRV)



## Frequency Domain Results



Frequency Band	Peak (Hz)	Power (ms <sup>2</sup> )	Power (%)	Power (n.u.)
VLF	0.0371	0	26.3	
LF	0.0742	0	58.2	79.0
HF	0.1563	0	15.5	21.0
LF/HF			3.760	

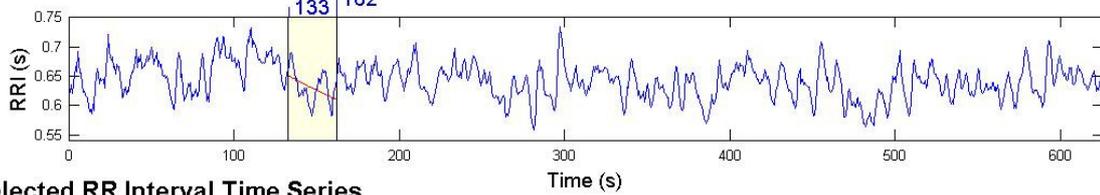


Frequency Band	Peak (Hz)	Power (ms <sup>2</sup> )	Power (%)	Power (n.u.)
VLF	0.0000	0	0.0	
LF	0.0508	202	93.1	63.3
HF	0.2480	15	6.9	4.7
LF/HF			13.408	

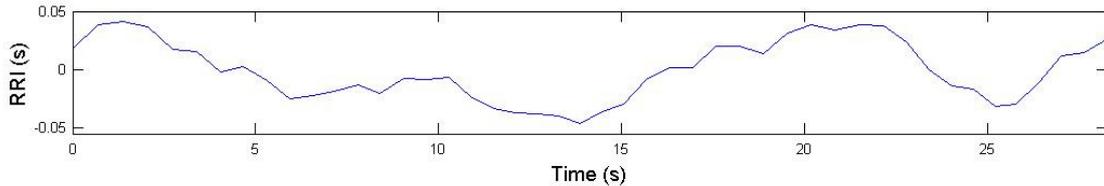
# Heart Rate Variability Analysis

Jogo02GuiFritzCorte-.txt

## RR Interval Time Series



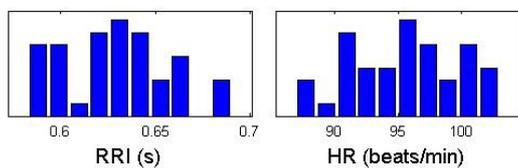
## Selected RR Interval Time Series



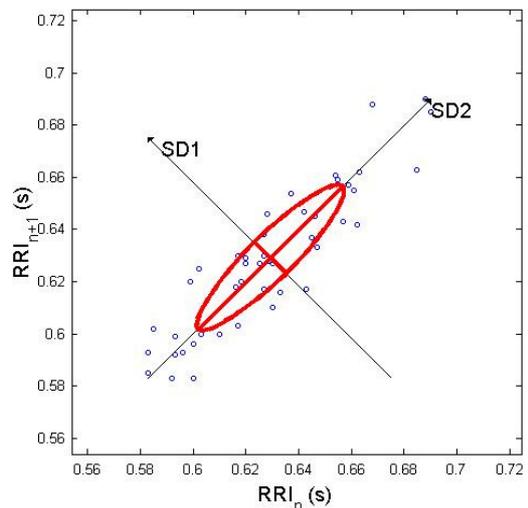
## Time Domain Results

Variable	Units	Value
<b>Statistical Measures</b>		
Mean RR*	(s)	0.629
STD	(s)	0.026
Mean HR*	(1/min)	95.55
STD	(1/min)	3.94
RMSSD	(ms)	11.7
NN50	(count)	0
pNN50	(%)	0.0
<b>Geometric Measures</b>		
RR triangular index		0.053
TINN	(ms)	145.0

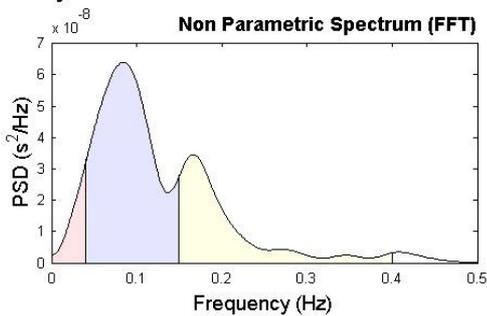
## Distributions\*



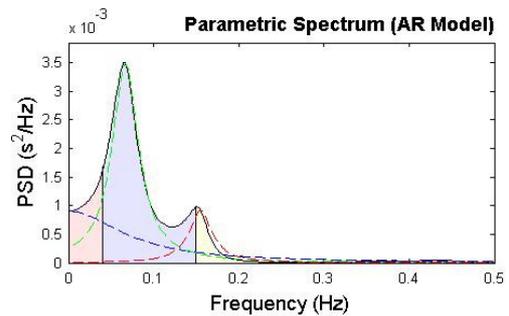
## Poincare Plot\* SD1 = 8.6 ms ↔ (Short-term HRV) SD2 = 39.0 ms ↔ (Long-term HRV)



## Frequency Domain Results



Frequency Band	Peak (Hz)	Power (ms <sup>2</sup> )	Power (%)	Power (n.u.)
VLF	0.0391	0	7.1	
LF	0.0840	0	63.8	68.6
HF	0.1660	0	29.1	31.4
LF/HF			2.188	

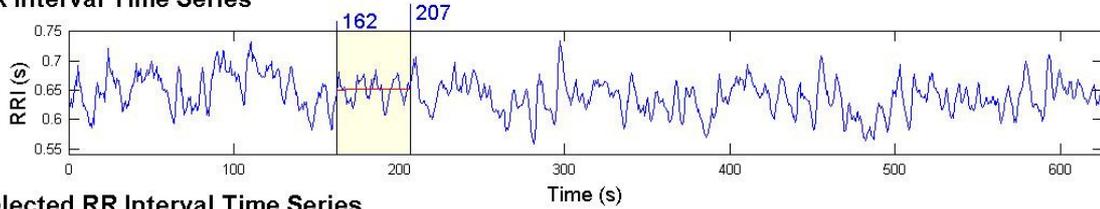


Frequency Band	Peak (Hz)	Power (ms <sup>2</sup> )	Power (%)	Power (n.u.)
VLF	0.0000	12	4.9	
LF	0.0664	187	78.5	79.8
HF	0.1543	40	16.6	16.9
LF/HF			4.728	

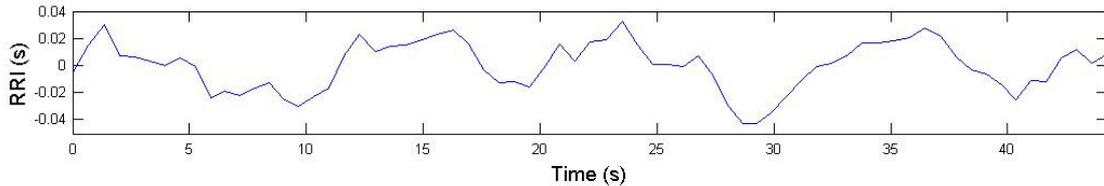
# Heart Rate Variability Analysis

Jogo02GuiFritzCorte-.txt

## RR Interval Time Series



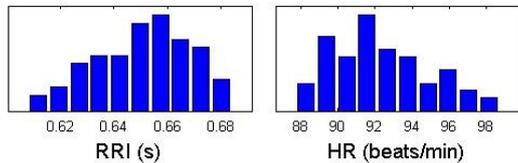
## Selected RR Interval Time Series



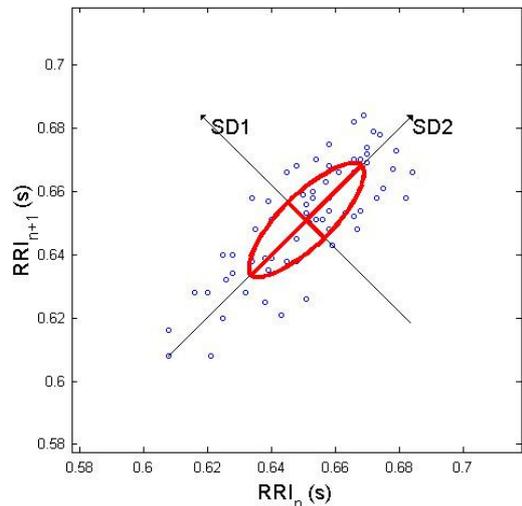
## Time Domain Results

Variable	Units	Value
<b>Statistical Measures</b>		
Mean RR*	(s)	0.651
STD	(s)	0.018
Mean HR*	(1/min)	92.25
STD	(1/min)	2.61
RMSSD	(ms)	11.1
NN50	(count)	0
pNN50	(%)	0.0
<b>Geometric Measures</b>		
RR triangular index		0.048
TINN	(ms)	110.0

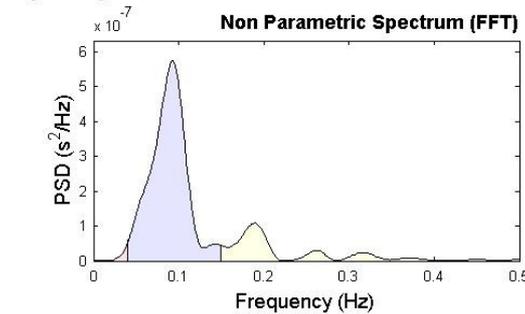
## Distributions\*



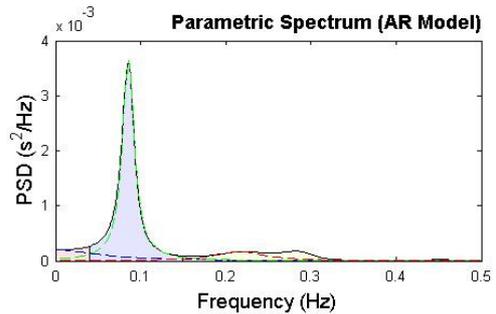
## Poincare Plot\* SD1 = 8.1 ms ↔ (Short-term HRV) SD2 = 24.6 ms ↔ (Long-term HRV)



## Frequency Domain Results



Frequency Band	Peak (Hz)	Power (ms <sup>2</sup> )	Power (%)	Power (n.u.)
VLF	0.0391	0	1.1	
LF	0.0918	0	80.2	81.1
HF	0.1895	0	18.7	18.9
LF/HF			4.292	

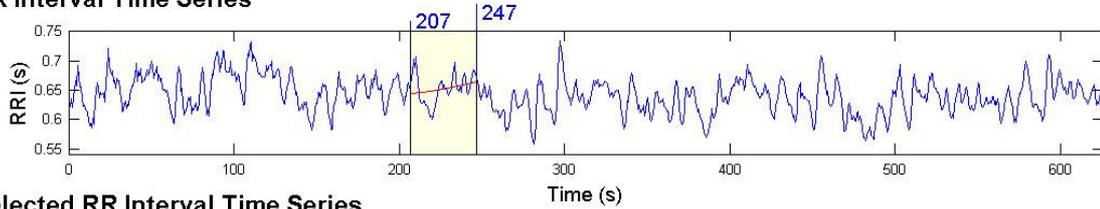


Frequency Band	Peak (Hz)	Power (ms <sup>2</sup> )	Power (%)	Power (n.u.)
VLF	0.0000	6	5.2	
LF	0.0859	97	83.6	78.5
HF	0.2168	13	11.2	10.5
LF/HF			7.465	

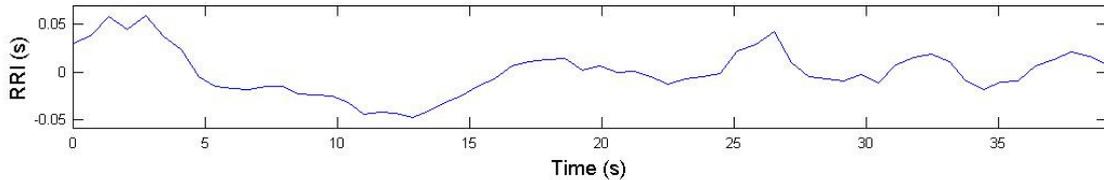
# Heart Rate Variability Analysis

Jogo02GuiFritzCorte-.txt

## RR Interval Time Series



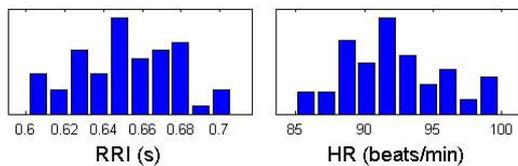
## Selected RR Interval Time Series



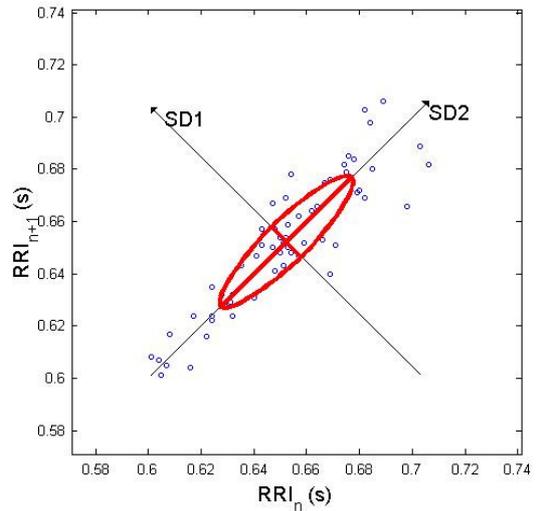
## Time Domain Results

Variable	Units	Value
<b>Statistical Measures</b>		
Mean RR*	(s)	0.652
STD	(s)	0.024
Mean HR*	(1/min)	92.13
STD	(1/min)	3.47
RMSSD	(ms)	11.0
NN50	(count)	0
pNN50	(%)	0.0
<b>Geometric Measures</b>		
RR triangular index		0.046
TINN	(ms)	110.0

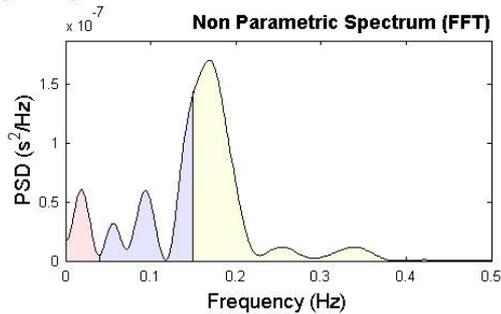
## Distributions\*



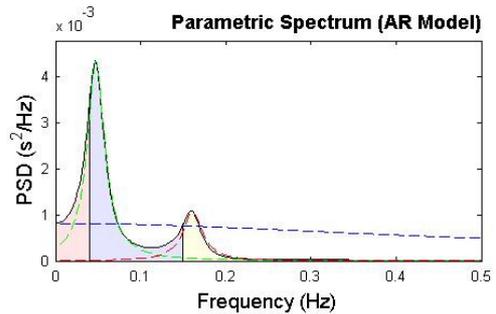
## Poincare Plot\* SD1 = 8.1 ms ↔ (Short-term HRV) SD2 = 35.2 ms ↔ (Long-term HRV)



## Frequency Domain Results



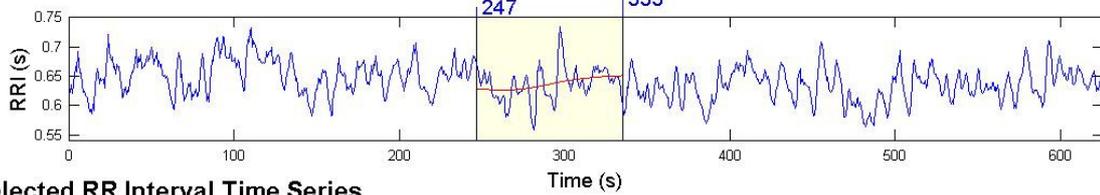
Frequency Band	Peak (Hz)	Power (ms <sup>2</sup> )	Power (%)	Power (n.u.)
VLF	0.0195	0	9.6	
LF	0.1484	0	30.0	33.1
HF	0.1680	0	60.5	66.9
LF/HF			0.495	



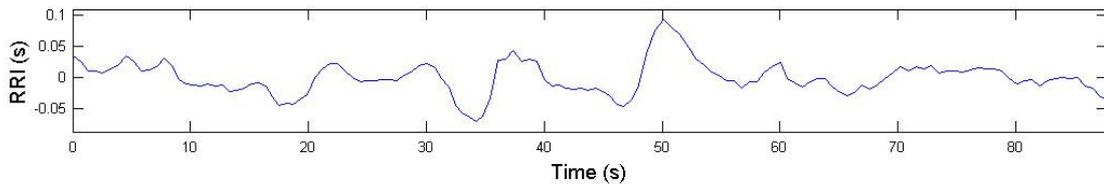
Frequency Band	Peak (Hz)	Power (ms <sup>2</sup> )	Power (%)	Power (n.u.)
VLF	0.0000	0	0.0	
LF	0.0469	165	78.8	76.1
HF	0.1602	44	21.2	20.4
LF/HF			3.720	

# Heart Rate Variability Analysis

## RR Interval Time Series



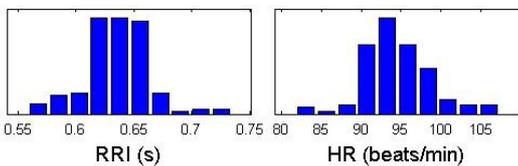
## Selected RR Interval Time Series



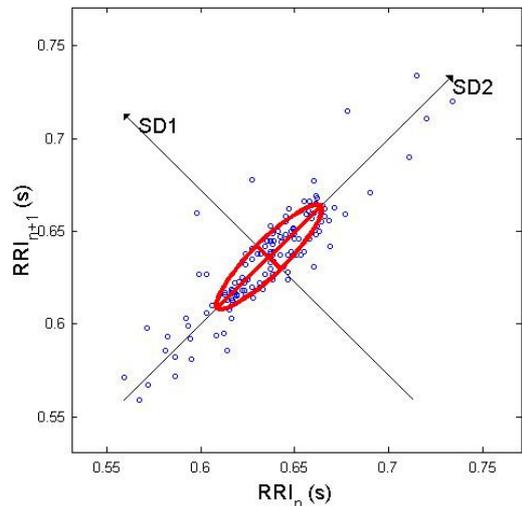
## Time Domain Results

Variable	Units	Value
<b>Statistical Measures</b>		
Mean RR*	(s)	0.636
STD	(s)	0.026
Mean HR*	(1/min)	94.51
STD	(1/min)	3.97
RMSSD	(ms)	12.7
NN50	(count)	2
pNN50	(%)	1.4
<b>Geometric Measures</b>		
RR triangular index		0.042
TINN	(ms)	125.0

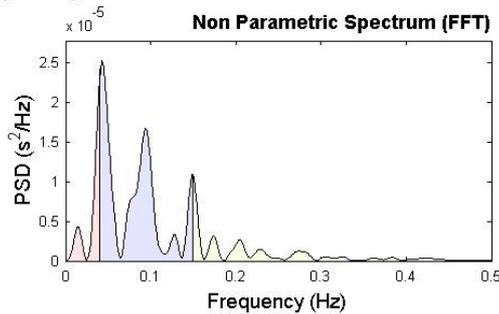
## Distributions\*



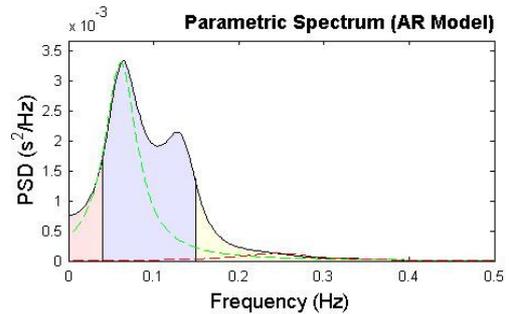
## Poincare Plot\* SD1 = 9.2 ms ↔ (Short-term HRV) SD2 = 39.3 ms ↔ (Long-term HRV)



## Frequency Domain Results



Frequency Band	Peak (Hz)	Power (ms <sup>2</sup> )	Power (%)	Power (n.u.)
VLF	0.0391	0	14.6	
LF	0.0430	1	67.7	79.3
HF	0.1504	0	17.7	20.7
LF/HF			3.833	

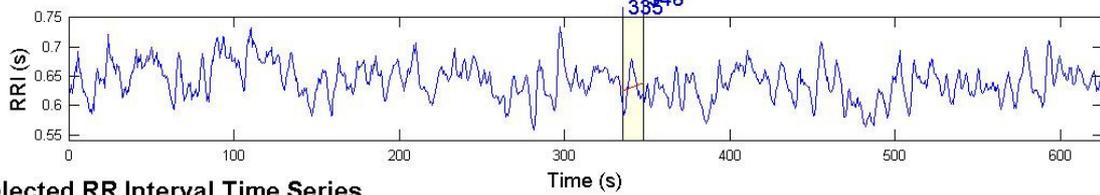


Frequency Band	Peak (Hz)	Power (ms <sup>2</sup> )	Power (%)	Power (n.u.)
VLF	0.0000	0	0.0	
LF	0.0605	204	95.9	60.1
HF	0.2441	9	4.1	2.6
LF/HF			23.531	

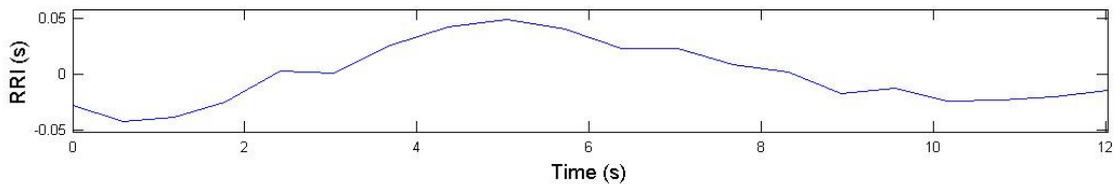
# Heart Rate Variability Analysis

Jogo02GuiFritzCorte-.txt

## RR Interval Time Series



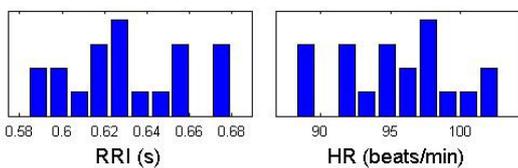
## Selected RR Interval Time Series



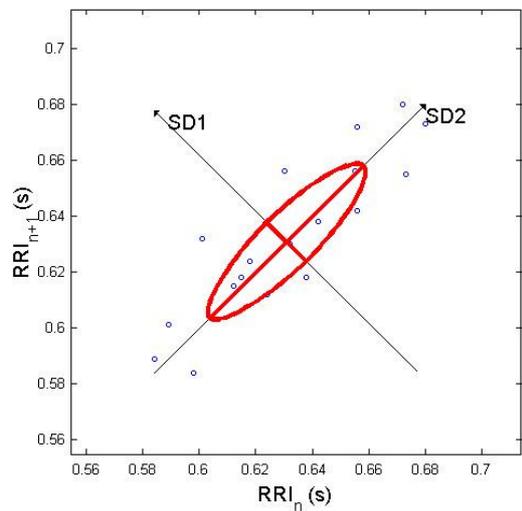
## Time Domain Results

Variable	Units	Value
<b>Statistical Measures</b>		
Mean RR*	(s)	0.631
STD	(s)	0.027
Mean HR*	(1/min)	95.29
STD	(1/min)	4.13
RMSSD	(ms)	13.2
NN50	(count)	0
pNN50	(%)	0.0
<b>Geometric Measures</b>		
RR triangular index		0.038
TINN	(ms)	95.0

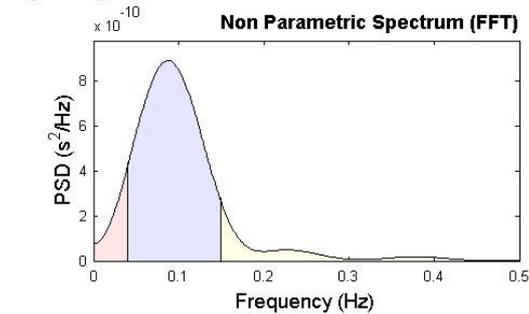
## Distributions\*



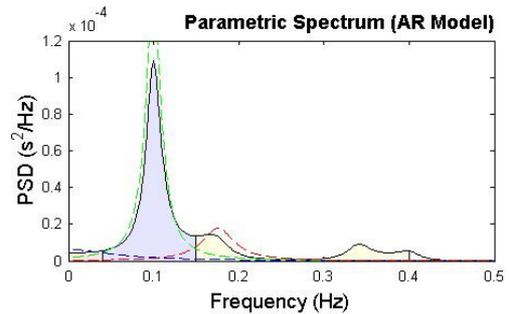
## Poincare Plot\* SD1 = 9.9 ms ↔ (Short-term HRV) SD2 = 38.6 ms ↔ (Long-term HRV)



## Frequency Domain Results



Frequency Band	Peak (Hz)	Power (ms <sup>2</sup> )	Power (%)	Power (n.u.)
VLF	0.0391	0	8.7	
LF	0.0879	0	80.6	88.3
HF	0.1504	0	10.7	11.7
LF/HF			7.530	

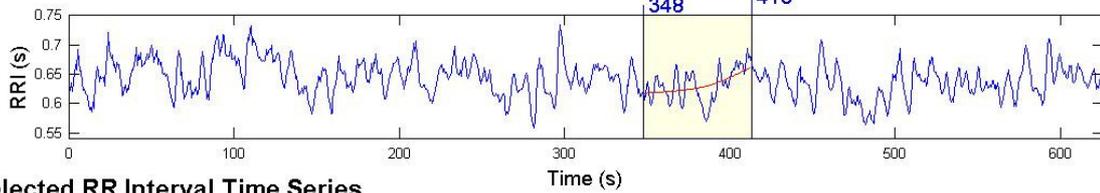


Frequency Band	Peak (Hz)	Power (ms <sup>2</sup> )	Power (%)	Power (n.u.)
VLF	0.0000	0	3.3	
LF	0.0996	4	81.0	70.7
HF	0.1758	1	15.7	13.7
LF/HF			5.152	

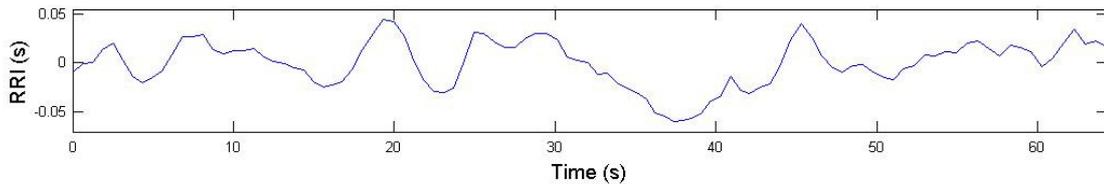
# Heart Rate Variability Analysis

Jogo02GuiFritzCorte-.txt

## RR Interval Time Series



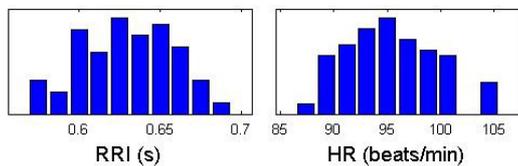
## Selected RR Interval Time Series



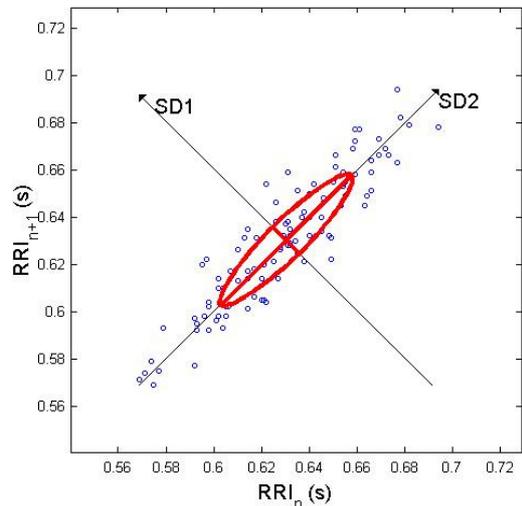
## Time Domain Results

Variable	Units	Value
<b>Statistical Measures</b>		
Mean RR*	(s)	0.630
STD	(s)	0.024
Mean HR*	(1/min)	95.39
STD	(1/min)	3.81
RMSSD	(ms)	10.9
NN50	(count)	0
pNN50	(%)	0.0
<b>Geometric Measures</b>		
RR triangular index		0.052
TINN	(ms)	105.0

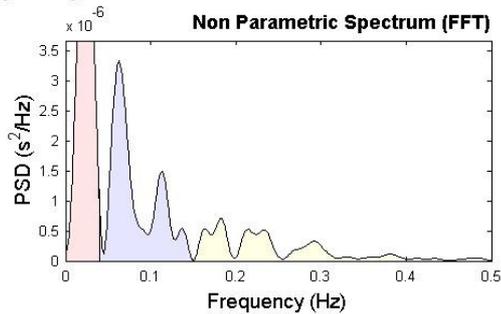
## Distributions\*



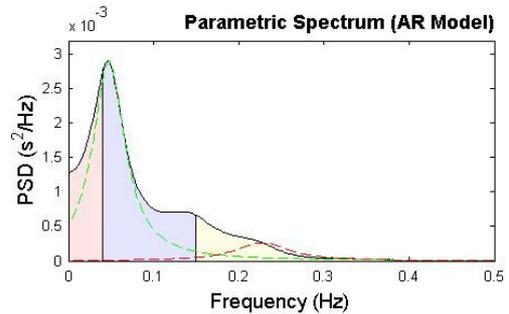
## Poincare Plot\* SD1 = 8.0 ms ↔ (Short-term HRV) SD2 = 39.0 ms ↔ (Long-term HRV)



## Frequency Domain Results



Frequency Band	Peak (Hz)	Power (ms <sup>2</sup> )	Power (%)	Power (n.u.)
VLF	0.0234	0	45.5	
LF	0.0625	0	37.1	68.1
HF	0.1816	0	17.4	31.9
LF/HF			2.139	

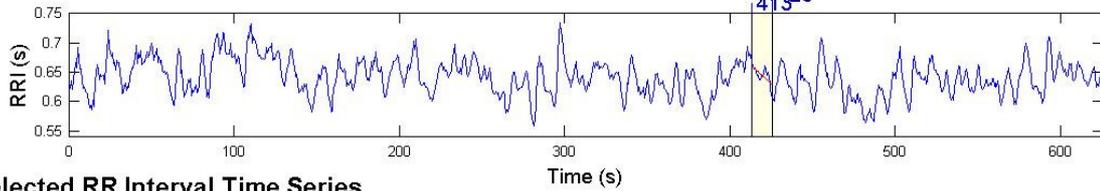


Frequency Band	Peak (Hz)	Power (ms <sup>2</sup> )	Power (%)	Power (n.u.)
VLF	0.0000	0	0.0	
LF	0.0469	179	91.3	70.2
HF	0.2266	17	8.7	6.7
LF/HF			10.496	

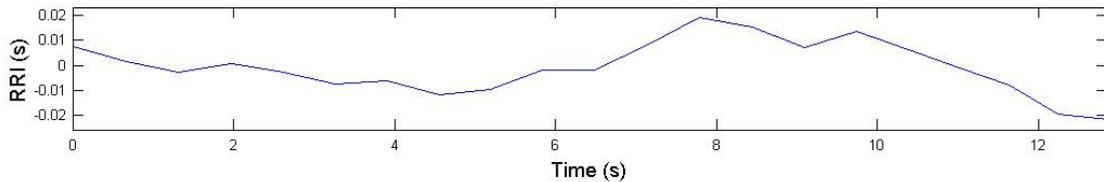
# Heart Rate Variability Analysis

Jogo02GuiFritzCorte-.txt

## RR Interval Time Series



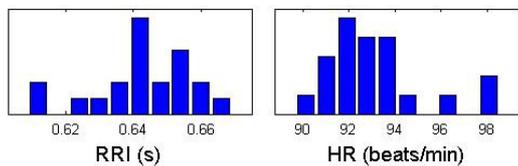
## Selected RR Interval Time Series



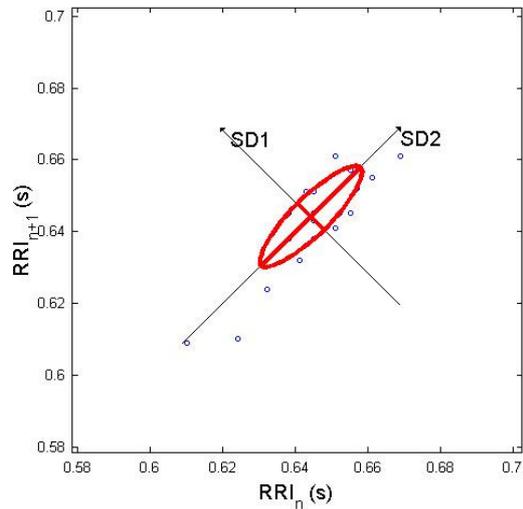
## Time Domain Results

Variable	Units	Value
<b>Statistical Measures</b>		
Mean RR*	(s)	0.644
STD	(s)	0.011
Mean HR*	(1/min)	93.20
STD	(1/min)	1.55
RMSSD	(ms)	6.4
NN50	(count)	0
pNN50	(%)	0.0
<b>Geometric Measures</b>		
RR triangular index		0.025
TINN	(ms)	50.0

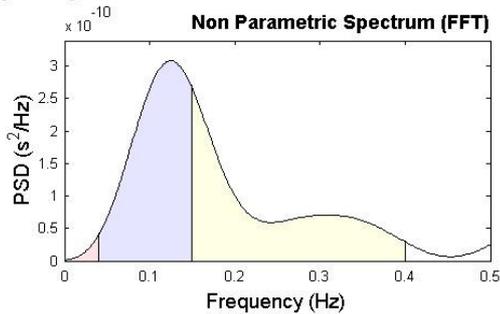
## Distributions\*



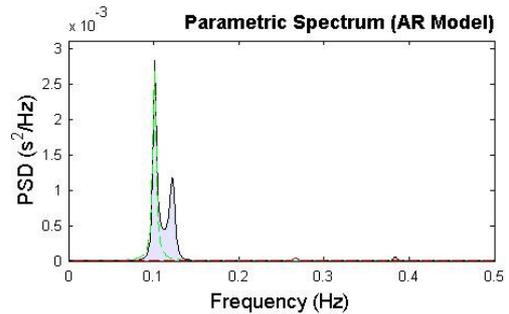
## Poincare Plot\* SD1 = 5.3 ms ↔ (Short-term HRV) SD2 = 19.5 ms ↔ (Long-term HRV)



## Frequency Domain Results



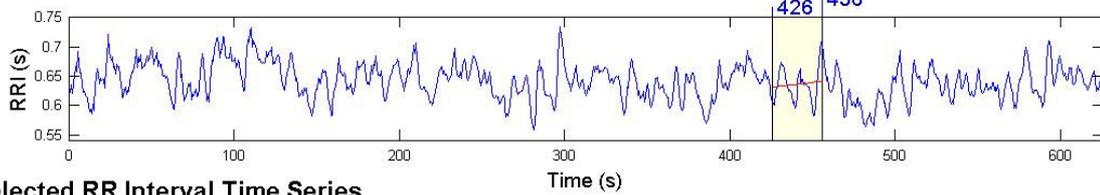
Frequency Band	Peak (Hz)	Power (ms <sup>2</sup> )	Power (%)	Power (n.u.)
VLF	0.0391	0	1.2	
LF	0.1250	0	51.6	52.3
HF	0.1504	0	47.2	47.7
LF/HF			1.094	



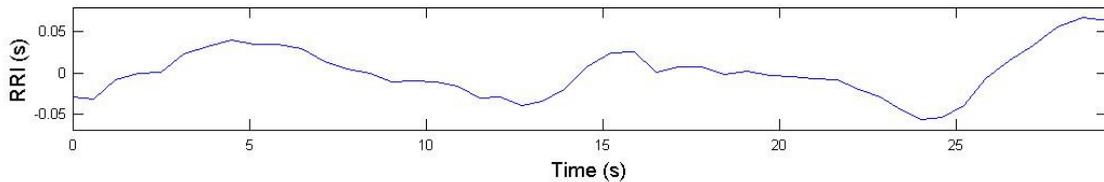
Frequency Band	Peak (Hz)	Power (ms <sup>2</sup> )	Power (%)	Power (n.u.)
VLF	0.0000	0	0.0	
LF	0.1016	20	97.9	58.2
HF	0.2676	0	2.1	1.2
LF/HF			47.365	

# Heart Rate Variability Analysis

## RR Interval Time Series



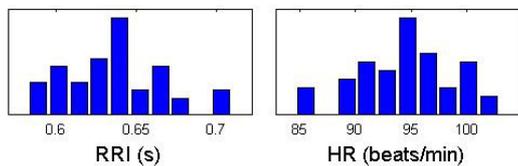
## Selected RR Interval Time Series



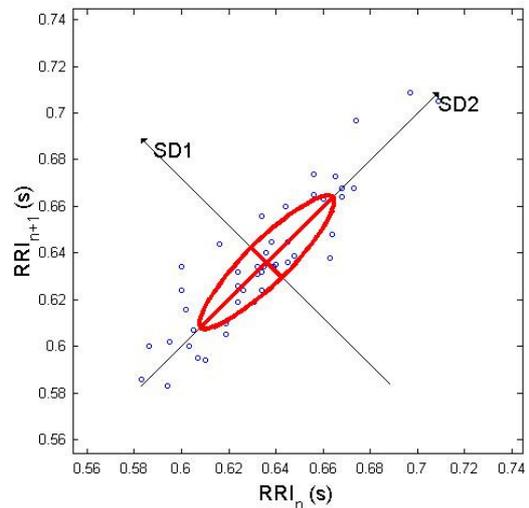
## Time Domain Results

Variable	Units	Value
<b>Statistical Measures</b>		
Mean RR*	(s)	0.636
STD	(s)	0.029
Mean HR*	(1/min)	94.52
STD	(1/min)	4.32
RMSSD	(ms)	12.6
NN50	(count)	0
pNN50	(%)	0.0
<b>Geometric Measures</b>		
RR triangular index		0.052
TINN	(ms)	120.0

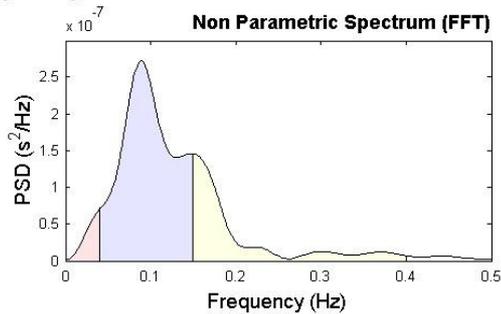
## Distributions\*



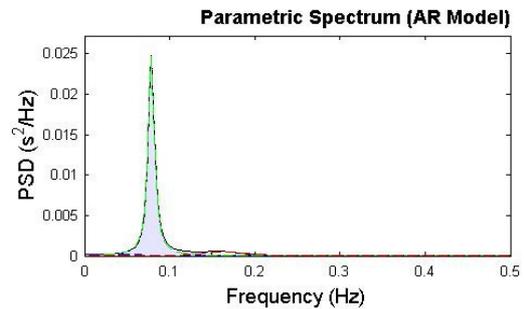
## Poincare Plot\* SD1 = 9.3 ms ↔ (Short-term HRV) SD2 = 39.8 ms ↔ (Long-term HRV)



## Frequency Domain Results



Frequency Band	Peak (Hz)	Power (ms <sup>2</sup> )	Power (%)	Power (n.u.)
VLF	0.0391	0	4.7	
LF	0.0879	0	69.7	73.1
HF	0.1504	0	25.6	26.9
LF/HF			2.724	

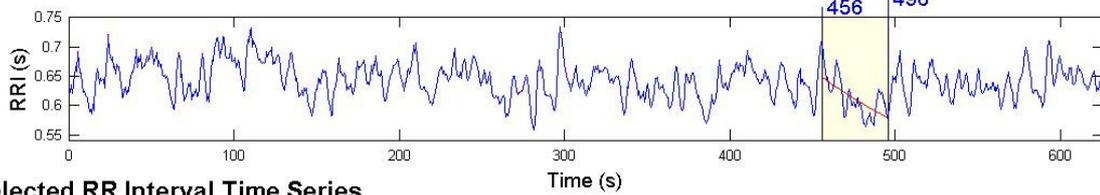


Frequency Band	Peak (Hz)	Power (ms <sup>2</sup> )	Power (%)	Power (n.u.)
VLF	0.0000	0	0.0	
LF	0.0781	338	90.4	88.4
HF	0.1660	36	9.6	9.3
LF/HF			9.466	

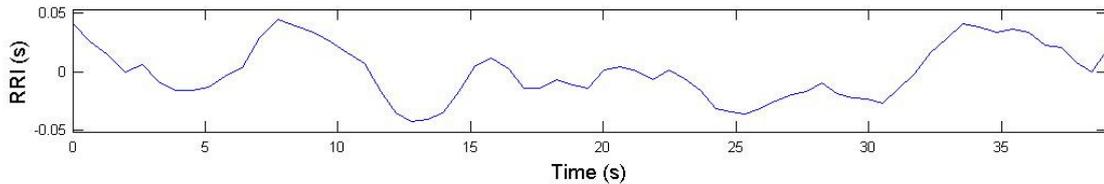
# Heart Rate Variability Analysis

Jogo02GuiFritzCorte-.txt

## RR Interval Time Series



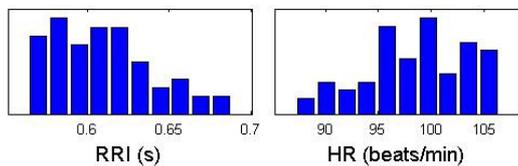
## Selected RR Interval Time Series



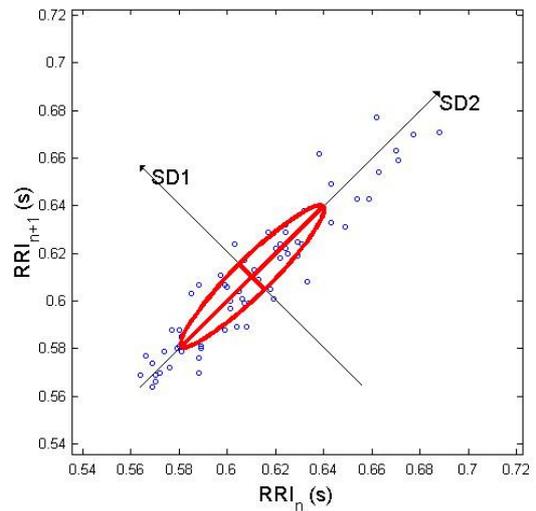
## Time Domain Results

Variable	Units	Value
<b>Statistical Measures</b>		
Mean RR*	(s)	0.610
STD	(s)	0.023
Mean HR*	(1/min)	98.55
STD	(1/min)	3.75
RMSSD	(ms)	10.7
NN50	(count)	0
pNN50	(%)	0.0
<b>Geometric Measures</b>		
RR triangular index		0.040
TINN	(ms)	95.0

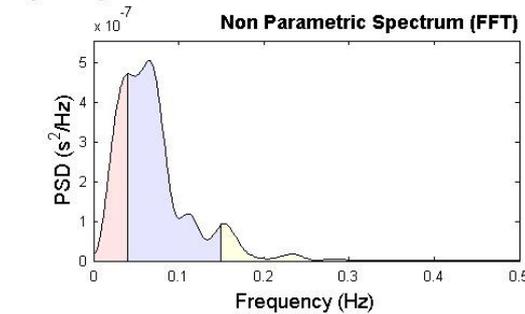
## Distributions\*



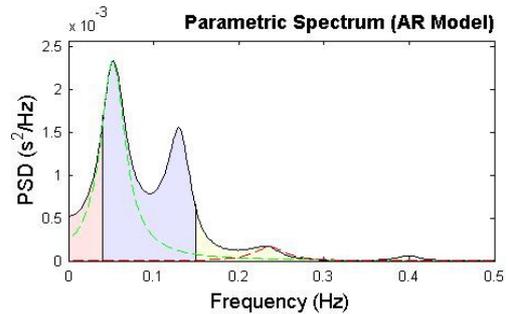
## Poincare Plot\* SD1 = 7.7 ms ↔ (Short-term HRV) SD2 = 41.9 ms ↔ (Long-term HRV)



## Frequency Domain Results



Frequency Band	Peak (Hz)	Power (ms <sup>2</sup> )	Power (%)	Power (n.u.)
VLF	0.0391	0	25.3	
LF	0.0645	0	67.3	90.2
HF	0.1543	0	7.3	9.8
LF/HF			9.186	

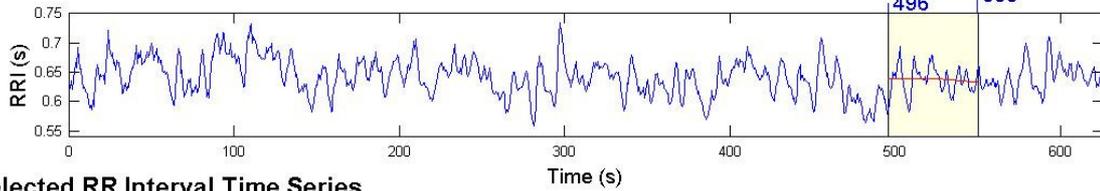


Frequency Band	Peak (Hz)	Power (ms <sup>2</sup> )	Power (%)	Power (n.u.)
VLF	0.0000	0	0.0	
LF	0.0527	117	92.7	58.2
HF	0.2363	9	7.3	4.6
LF/HF			12.761	

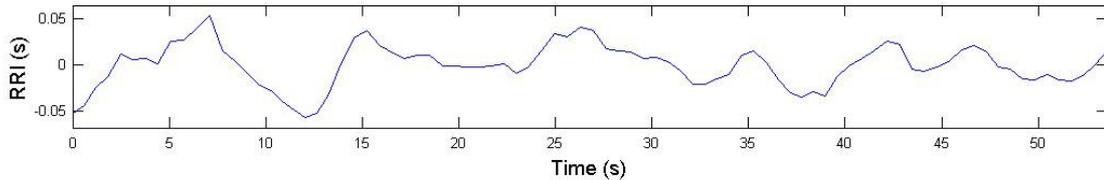
# Heart Rate Variability Analysis

Jogo02GuiFritzCorte-.txt

## RR Interval Time Series



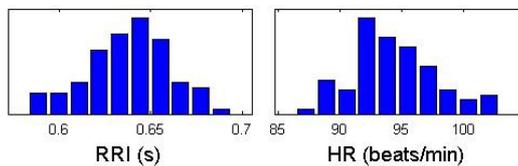
## Selected RR Interval Time Series



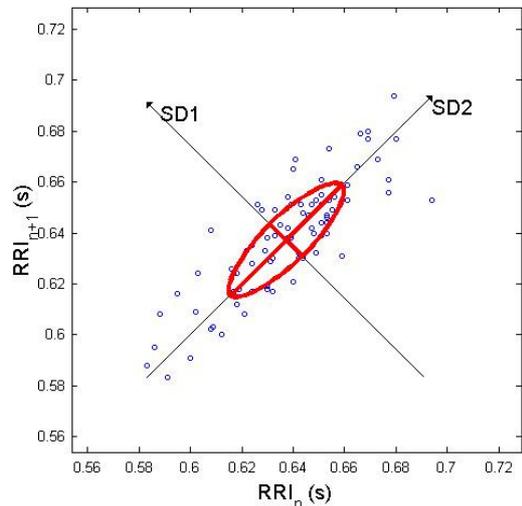
## Time Domain Results

Variable	Units	Value
<b>Statistical Measures</b>		
Mean RR*	(s)	0.637
STD	(s)	0.023
Mean HR*	(1/min)	94.28
STD	(1/min)	3.41
RMSSD	(ms)	12.4
NN50	(count)	0
pNN50	(%)	0.0
<b>Geometric Measures</b>		
RR triangular index		0.051
TINN	(ms)	105.0

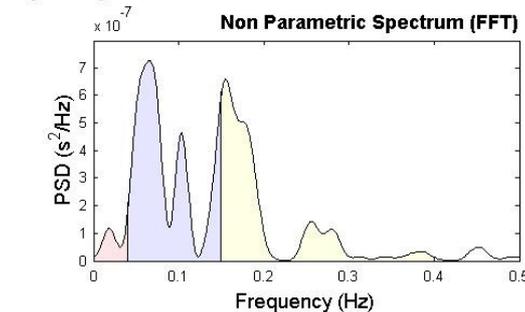
## Distributions\*



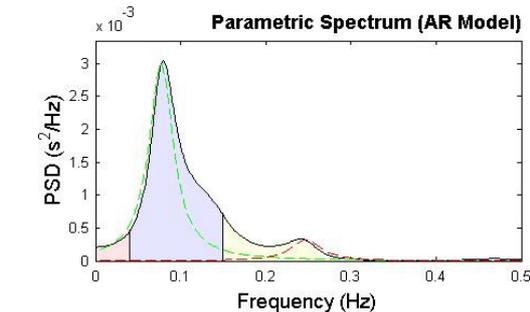
## Poincare Plot\* SD1 = 9.1 ms ↔ (Short-term HRV) SD2 = 30.9 ms ↔ (Long-term HRV)



## Frequency Domain Results



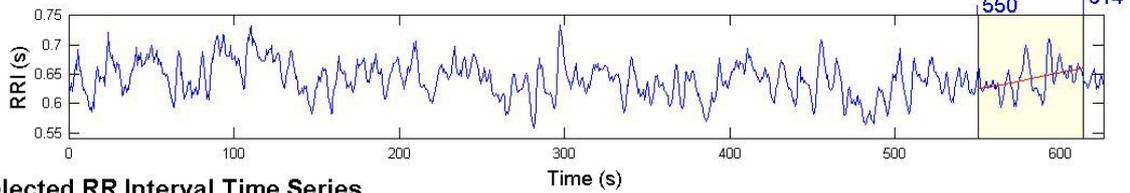
Frequency Band	Peak (Hz)	Power (ms <sup>2</sup> )	Power (%)	Power (n.u.)
VLF	0.0391	0	4.2	
LF	0.0664	0	53.7	56.0
HF	0.1543	0	42.1	44.0
LF/HF			1.274	



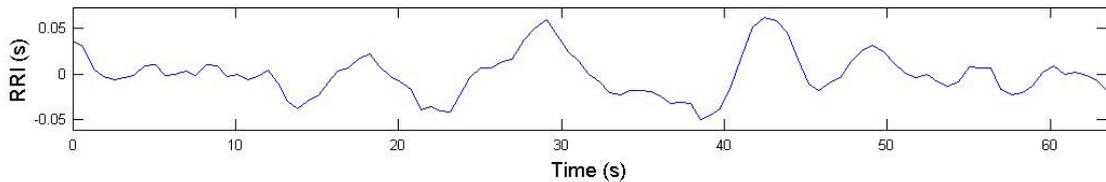
Frequency Band	Peak (Hz)	Power (ms <sup>2</sup> )	Power (%)	Power (n.u.)
VLF	0.0000	0	0.0	
LF	0.0762	148	89.1	67.0
HF	0.2461	18	10.9	8.2
LF/HF			8.178	

# Heart Rate Variability Analysis

## RR Interval Time Series



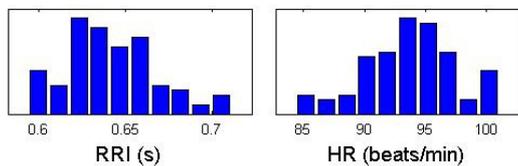
## Selected RR Interval Time Series



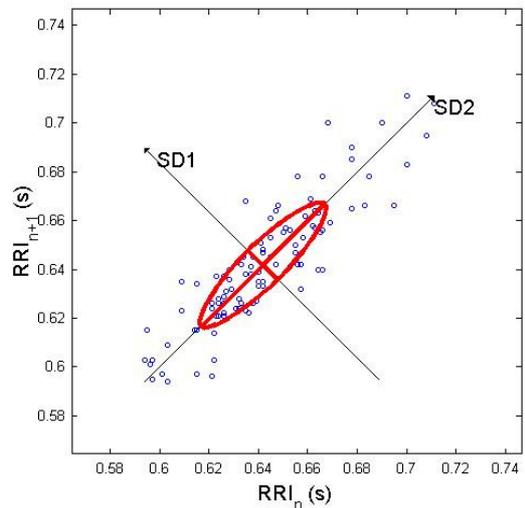
## Time Domain Results

Variable	Units	Value
<b>Statistical Measures</b>		
Mean RR*	(s)	0.642
STD	(s)	0.024
Mean HR*	(1/min)	93.64
STD	(1/min)	3.39
RMSSD	(ms)	11.9
NN50	(count)	0
pNN50	(%)	0.0
<b>Geometric Measures</b>		
RR triangular index		0.044
TINN	(ms)	95.0

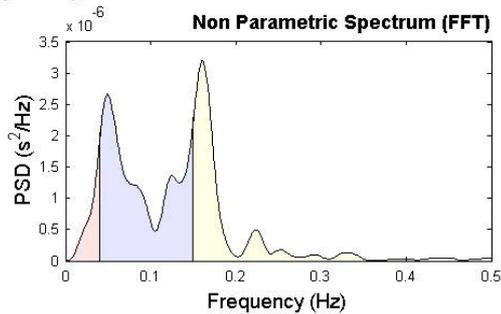
## Distributions\*



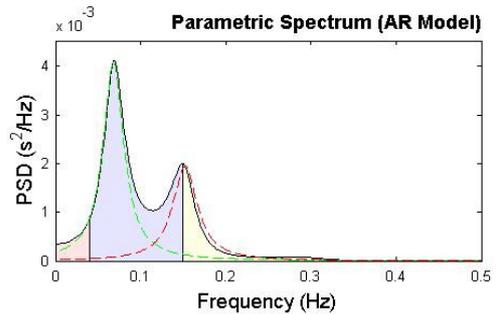
## Poincare Plot\* SD1 = 8.6 ms ↔ (Short-term HRV) SD2 = 35.6 ms ↔ (Long-term HRV)



## Frequency Domain Results



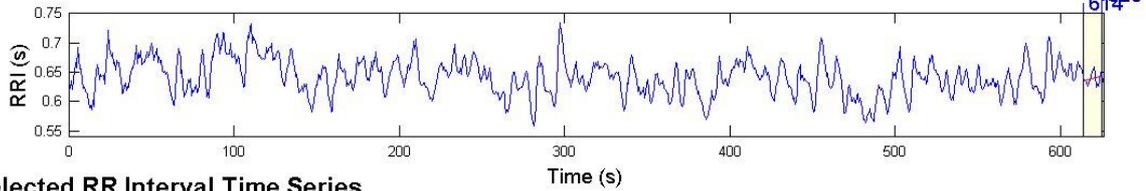
Frequency Band	Peak (Hz)	Power (ms <sup>2</sup> )	Power (%)	Power (n.u.)
VLF	0.0391	0	8.0	
LF	0.0488	0	55.7	60.6
HF	0.1602	0	36.3	39.4
LF/HF			1.536	



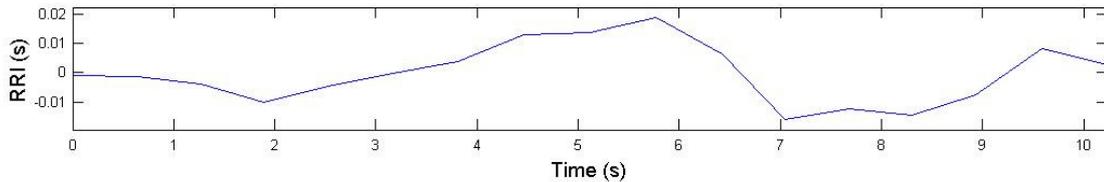
Frequency Band	Peak (Hz)	Power (ms <sup>2</sup> )	Power (%)	Power (n.u.)
VLF	0.0000	0	0.0	
LF	0.0684	178	65.3	63.2
HF	0.1523	94	34.7	33.6
LF/HF			1.883	

# Heart Rate Variability Analysis

## RR Interval Time Series



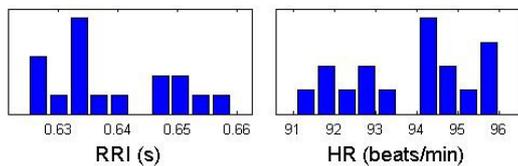
## Selected RR Interval Time Series



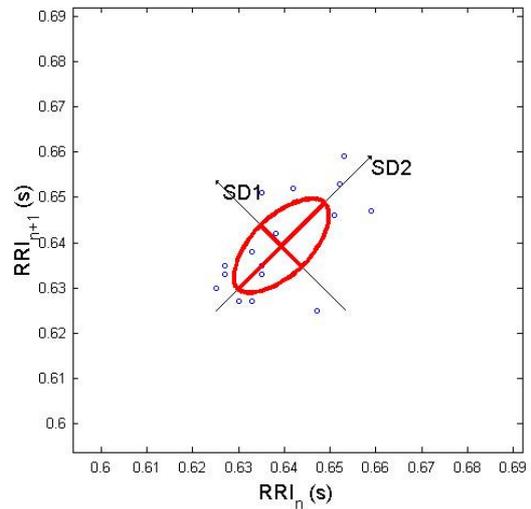
## Time Domain Results

Variable	Units	Value
<b>Statistical Measures</b>		
Mean RR*	(s)	0.639
STD	(s)	0.010
Mean HR*	(1/min)	93.88
STD	(1/min)	1.48
RMSSD	(ms)	8.7
NN50	(count)	0
pNN50	(%)	0.0
<b>Geometric Measures</b>		
RR triangular index		0.029
TINN	(ms)	1065.0

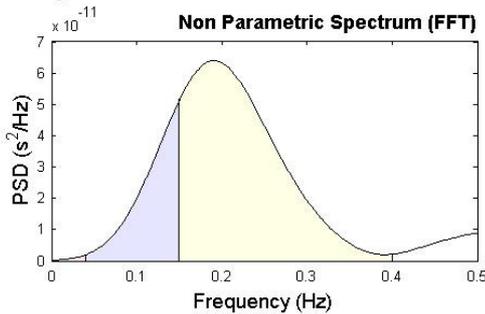
## Distributions\*



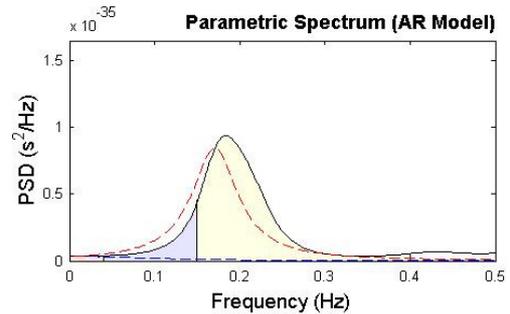
## Poincare Plot\* SD1 = 6.5 ms ↔ (Short-term HRV) SD2 = 13.5 ms ↔ (Long-term HRV)



## Frequency Domain Results



Frequency Band	Peak (Hz)	Power (ms <sup>2</sup> )	Power (%)	Power (n.u.)
VLF	0.0391	0	0.3	
LF	0.1484	0	22.2	22.3
HF	0.1914	0	77.5	77.7
LF/HF			0.287	



Frequency Band	Peak (Hz)	Power (ms <sup>2</sup> )	Power (%)	Power (n.u.)
VLF	0.0000	0	2.2	
LF	0.0000	0	0.0	0.0
HF	0.1699	0	97.8	31.8
LF/HF			0.000	

Apêndice 05 – Notações das partidas realizadas pelo participante

Jogo 01

□		■ Fritz 9	
Tournament <i>Blitz: 15' LANESPE</i>			
Round	Date		Resu
ECO <i>D94: Grünfeld: 4 Nf3 Bg7 5 e3</i>			
1	<i>d4</i>	0 <i>Nf6</i>	0.3 21 <i>Nb3</i> 50 <i>Nd6</i> 12 41 <i>exd4</i> 22 <i>Bxd4</i> 16
2	<i>Nf3</i>	15 <i>g6</i>	0 22 <i>Qc2</i> 35 <i>Nb5</i> 0 42 <i>Nb3</i> 10 <i>Nxb5</i> 15
3	<i>c4</i>	14 <i>Bg7</i>	0 23 <i>Rxd8</i> 30 <i>Rxd8</i> 22 43 <i>Nxd4</i> 8 <i>Nxd4</i> 11
4	<i>Nc3</i>	7 <i>d5</i>	0 24 <i>Rd1</i> 7 <i>Rxd1</i> 29 44 <i>Kf1</i> 8 <i>b5</i> 2
5	<i>e3</i>	14 <i>c6</i>	0 25 <i>Qxd1</i> 8 <i>Nd6</i> 14 45 <i>Bc3</i> 7 <i>Ne6</i> 20
6	<i>Bd3</i>	48 <i>0-0</i>	0 26 <i>Nc5</i> 29 <i>Qe5</i> 42 46
7	<i>0-0</i>	17 <i>Be6</i>	0 27 <i>a4</i> 1:35 <i>h6</i> 0 47
8	<i>Qe2</i>	40 <i>Nbd7</i>	0 28 <i>Nd7</i> 49 <i>Qe7</i> 15 48
9	<i>Bd2</i>	13 <i>axc4</i>	41 29 <i>Nc5</i> 18 <i>Kh7</i> 0 49
10	<i>Bxc4</i>	10 <i>Bg4</i>	12 30 <i>Qd3</i> 49 <i>Qe5</i> 11 50
11	<i>h3</i>	14 <i>Bxf3</i>	12 31 <i>g3</i> 1:37 <i>Kg8</i> 9 51
12	<i>Qxf3</i>	7 <i>e5</i>	0 32 <i>Nd7</i> 35 <i>Qe6</i> 0 52
13	<i>Ne2</i>	2:46 <i>exd4</i>	40 33 <i>Nc5</i> 14 <i>Qf6</i> 22 53
14	<i>Nxd4</i>	18 <i>Ne5</i>	23 34 <i>Nd7</i> 27 <i>Qe7</i> 0 54
15	<i>Qe2</i>	8 <i>Ne4</i>	21 35 <i>Nc5</i> 21 <i>Qf6</i> 0 55
16	<i>Rfd1</i>	45 <i>Nxc4</i>	35 36 <i>Nd7</i> 9 <i>Qe6</i> 6 56
17	<i>Qxc4</i>	13 <i>Re8</i>	19 37 <i>Nc5</i> 8 <i>Qd5</i> 16 57
18	<i>Be1</i>	48 <i>Qf6</i>	25 38 <i>Qxd5</i> 36 <i>cxd5</i> 0 58
19	<i>Rab1</i>	1:25 <i>Rad8</i>	47 39 <i>b5</i> 18 <i>axb5</i> 15 59
20	<i>b4</i>	28 <i>a6</i>	20 40 <i>axb5</i> 7 <i>d4</i> 14 60

Jogo 02

<input type="checkbox"/> <i>Fritz 9</i>						
Tournament <i>Blitz: 15' LANESPE</i>						
Round		Date			Result	
ECO <i>A21: English Opening: 1...e5 2 Nc3</i>						
1	<i>c4</i>	0	<i>e5</i>	22	21	41
2	<i>g3</i>	0.1	<i>f5</i>	31	22	42
3	<i>Bg2</i>	0	<i>d6</i>	7	23	43
4	<i>Nc3</i>	0	<i>g6</i>	7	24	44
5	<i>d4</i>	28	<i>exd4</i>	38	25	45
6	<i>Qxd4</i>	21	<i>Qf6</i>	8	26	46
7	<i>Qd3</i>	23	<i>Bg7</i>	22	27	47
8	<i>c5</i>	17	<i>Ne7</i>	23	28	48
9	<i>Nb5</i>	40	<i>Na6</i>	48	29	49
10	<i>cxd6</i>	0	<i>c6</i>	13	30	50
11	<i>dxe7</i>	30	<i>ccb5</i>	35	31	51
12	<i>Qd8+</i>	0	<i>Kf7</i>	13	32	52
13	<i>Bd5+</i>	19	<i>Be6</i>	11	33	53
14	<i>Qd7</i>	15	<i>Rhe8</i>	25	34	54
15	<i>Nf3</i>	0	<i>h6</i>	54	35	55
16	<i>Bg5</i>	17	<i>Rce7</i>	47	36	56
17	<i>Ne5+</i>	11			37	57
18					38	58
19					39	59
20					40	60