

UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA CATARINA

CENTRO DE DESPORTOS - CDS

DEPARTAMENTO DE EDUCAÇÃO FÍSICA

**EFEITOS DA VARIABILIDADE DA FREQUÊNCIA CARDÍACA
DURANTE O REPOUSO E EM EVENTOS DE PEDESTRIANISMO**

CEDRIC JACKSON PIEMBENG WAMBA

FLORIANÓPOLIS

2011

CEDRIC JACKSON PIEMBENG WAMBA

**EFEITOS DA VARIABILIDADE DA FREQUÊNCIA CARDÍACA DURANTE
O REPOUSO E EM EVENTOS DE PEDESTRIANISMO**

Trabalho de conclusão de curso apresentado ao curso de Educação Física da Universidade Federal de Santa Catarina como requisito parcial para obtenção do grau de Bacharel em Educação Física.

Orientador:

Prof. Dr. Emílio Takase

Co-Orientador:

**Prof. Msdo. Fábio Colussi
Karasiak**

FLORIANOPOLIS

2011

CEDRIC JACKSON PIEMBENG WAMBA

**EFEITOS DA VARIABILIDADE DA FREQUÊNCIA CARDÍACA DURANTE
O REPOUSO E EM EVENTOS DE PEDESTRIANISMO**

Trabalho de conclusão de curso apresentado ao curso de Educação Física como requisito parcial para obtenção do grau de Bacharel em Educação Física.

À Banca Examinadora

Orientador: Prof. Dr Emilio Takase
Universidade Federal de Santa Catarina

Co-Orientador: Prof. Msdo. Fábio Colussi Karasiak
Universidade Federal de Santa Catarina

Membro: Prof. Drando. Ricardo Dantas de Lucas
Universidade Federal de Santa Catarina

Membro: Profa. Dranda. Mariana López
Universidade Federal de Santa Catarina

FLORIANOPOLIS

2011

Louise: "How did you get here?"

Johnny: "Well, basically, there was this little dot, right? And the dot went bang and the bang expanded. Energy formed into matter, matter cooled, matter lived, the amoeba to fish, to fish to fowl, to fowl to frog, to frog to mammal, the mammal to monkey, to monkey to man, amo amas amat, quid pro quo, memento mori, ad infinitum, sprinkle on a little bit of grated cheese and leave under the grill till Doomsday."

~Naked

AGRADECIMENTOS

Palavras nunca serão suficientes para agradecer aos meus pais, Fidele e Odile, por me apoiar incondicionalmente nessa minha jornada. Apesar da distância, estiveram em todos os instantes em meus pensamentos, assim como minha irmã Sonya e todos os outros membros da nossa grande família.

Aos meus amigos do Rel 2002/02-UnB, pela influência e aprendizagem que cada um me proporcionou na minha primeira experiência acadêmica.

Aos meus companheiros de turma de Educação Física 2007/01 e do CDS em geral, pela convivência nem sempre pacífica, mas deveras sincera e única. Os momentos de parceria e troca fizeram valer esses pouco mais de 4 anos juntos.

Ao mestre Takase por estimular o anseio por uma Ciência mais integrada, humanizada e com um real papel social. Uma menção especial aos meus colegas e amigos do LANESPE, sempre dispostos a assumir novos desafios intelectuais por um bem maior. À empresa Proximus Tecnologia por disponibilizar os monitores Polar para a realização deste trabalho.

“Como saberá o que é a vida se nunca jogou Rugby”, especialmente com o GOITAKÁ RUGBY! Mais do que companheiros de time, considero cada um de vocês que vestem o manto azul verdadeiros irmãos, seja na vitória, na derrota ou no terceiro tempo. Sinto-me honrado em fazer parte dessa família, e agradeço por cada segundo em que pude compartilhar convosco essa paixão imensurável pelo esporte da bola de ovo. Ao Fao, companheiro de clube, pela disposição e orientações que auxiliaram na elaboração deste trabalho.

Ao Juninho, e outros guerreiros e guerreiras das pistas e campos de atletismo, afinal a dor é temporária, o orgulho é para sempre.

Aos professores Saray, Jolmerson, Luciano, e Paulo, exemplos entre muitos de paciência, dedicação e paixão pelo ensino.

À Lueji, pelo apoio fundamental e a inspiração. A vida ainda nos guarda muitas surpresas, só é preciso paciência.

A todos aqueles que de alguma forma contribuíram para que eu chegasse a este momento,

Meu MUITO OBRIGADO!

RESUMO

WAMBA, Cedric Jackson Piembeng. **Efeitos da variabilidade da frequência cardíaca durante o repouso e em eventos de pedestrianismo**. Monografia de graduação. Centro de Desportos. Universidade Federal de Santa Catarina. 2011

Reguladas pela automaticidade intrínseca do nodo sinoatrial e pela influência modulatória do Sistema Nervoso Autônomo, as ondas do sinal eletrocardiográfico apresentam alterações batimento a batimento. A variabilidade na série de intervalos entre ondas R (iRR) ou variabilidade da frequência cardíaca (VFC) vem sendo considerada um importante marco na compreensão dos efeitos da prática regular ou errática de atividades físicas e desportivas, além de fornecer informações essenciais para identificação de possíveis cardiopatias. A VFC também reflete a capacidade do metabolismo como um todo a se adaptar às demandas fisiológicas que vierem a surgir no ambiente no qual está inserido. A prática regular de exercício físico, especialmente aquelas cuja fonte primária energética é o oxigênio, é uma alternativa não farmacológica para o aumento da regulação nervosa autônoma durante o repouso. Este estudo teve como objetivos a) observar o comportamento da VFC em duas situações; durante uma corrida de rua a pé e no repouso, b) descrever a VFC no domínio do tempo a partir dos índices iRR, SDNN, RMSSD expressados em milissegundos (ms), e no domínio da frequência com a razão LF/HF. Para isso, 6 sujeitos praticantes (26,5 ±4,42 anos) da modalidade há pelo menos 1 ano tiveram a frequência cardíaca (FC) registradas em repouso em 3 períodos diferentes de 15 minutos cada um, e durante a participação em corridas de rua a pé. Os registros foram efetuados usando cardiofrequencímetros da marca Polar e os dados computados por meio do software HRV Kubios Analysis para obtenção dos índices da VFC. No repouso, observamos médias gerais de 65 ±6 batimentos por minuto na FC, 948 ±95 ms nos iRR, 96 ±28 ms no SDNN, e 78 ±27 ms na RMSSD, e durante o exercício físico dinâmico, as médias apresentadas foram de 166 bpm na FC, 367 ±36 ms nos iRR, 28 ±22 ms no SDNN, e 5 ±1 ms na RMSSD. No domínio da frequência, foi registrada uma média geral de 1,3±1 na proporção LF/HF no repouso, e de 1,4±1,3 na corrida. Constatou-se que a VFC, nas duas situações, tornou possível observar singularidades entre os sujeitos participantes. Fatores como os eventos de corrida de rua diferentes entre si, a capacidade do SNA em se adaptar a situações de estresse de ordem emocional e físico são possíveis explicações para as diferenças individuais observadas, além das inerentes características biológicas individuais.

Palavras-chave: variabilidade da frequência cardíaca, atividade física, modulação autonômica cardíaca.

LISTA DE FIGURAS

Figura 2.1: Representação do Sistema cardiovascular.....	6
Figura 2.2: Constituição anatômica do coração.....	7
Figura 2.3: Fases da contração cardíaca.....	9
Figura 2.4: Complexo excito - condutor do coração.....	10
Figura 2.5: Expressão do potencial de repouso em tecidos com alta condutividade elétrica.....	11
Figura 2.6: Bomba de sódio na membrana Celular.....	12
Figura 2.7: Diagrama da eletrofisiologia do coração.....	13
Figura 2.8: Eletrocardiograma com suas ondas, intervalos e segmentos normatizados.....	14
Figura 2.9: Organização do Sistema Nervoso.....	16
Figura 2.10: Composição do Sistema Nervoso Autônomo.....	17
Figura 2.11: Caracterização dos processos de sinapses.....	18
Figura 2.12: Percurso dos ramos do SNA até o tecido alvo.....	21
Figura 2.13: Formas de mensurar a VFC.....	25

LISTA DE TABELAS

Tabela 1: Principais índices da VFC no domínio do tempo.....	24
Tabela 2: Exemplo de expressão para a potência pico, componentes de frequência, e a razão LF/HF.....	25
Tabela 3: Caracterização antropométrica e tempo de prática dos sujeitos participantes do estudo.....	31
Tabela 4: Caracterização dos índices registrados em situação de repouso.....	32
Tabela 5: Caracterização dos índices registrados durante os eventos de pedestrianismo.....	33

LISTA DE GRÁFICOS

Gráfico 1: Comportamento da Freqüência Cardíaca nas duas situações de registro, em batimentos por minuto (bpm).....	34
Gráfico 1: Comportamento do SDNN nas duas situações de registro - em milissegundos (ms).....	34
Gráfico 3: Razão LF/HF nas duas situações de registro.....	35
Gráfico 4: Expressão do índice RMSSD em milissegundos (ms) nas duas situações de registro.....	36
Gráfico 5: Intervalos iRR, em milissegundos observados nas 2 situações.....	36

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO	1
1.1 OBJETIVOS.....	2
1.1.1 Objetivos gerais.....	2
1.1.2 Objetivos específicos.....	2
1.2 HIPÓTESES.....	2
1.3 JUSTIFICATIVA.....	3
2. REVISÃO DE LITERATURA	5
2.1 SISTEMA CARDIOVASCULAR.....	5
2.1.1 Atividade elétrica do coração.....	9
2.1.2 Mensurando a atividade cardíaca.....	13
2.1.2.1 Eletrocardiograma.....	13
2.1.2.2 Cardíofrequencímetro.....	15
2.2 SISTEMA NERVOSO AUTÔNOMO.....	15
2.2.1 Sistema nervoso simpático.....	18
2.2.2 Sistema nervoso parassimpático.....	19
2.3 INFLUÊNCIA AUTÔNOMICA SOBRE O SISTEMA CARDIOVASCULAR.....	20
2.4 VARIABILIDADE DA FREQUENCIA CARDIACA.....	22
3. MATERIAL E MÉTODOS	27
3.1 MODELO DE ESTUDO.....	27
3.2 SUJEITOS DO ESTUDO.....	27
3.3 INSTRUMENTOS PARA OBTENÇÃO DAS VARIÁVEIS ASSOCIADAS À VFC.....	27
3.4 PROTOCOLO.....	28
3.5 ANÁLISE E TRATAMENTO DE DADOS.....	29
4. RESULTADOS	31
5. DISCUSSÃO	37
6. CONCLUSÕES	41
REFERÊNCIAS	43
APÊNDICE A	50
APÊNDICE B	51
ANEXO 1	52

1. INTRODUÇÃO

O coração é um dos principais órgãos do metabolismo humano, e tem como função principal enviar sangue rico em oxigênio e promover a retirada do sangue com baixa quantidade de oxigênio e alto teor de gás carbônico de todas as células do corpo por meio de um complexo sistema vascular. Tem sido alvo de observação e estudos em função da sua vital importância no âmbito de pesquisas em saúde e exercícios físicos (SMITH e KAMPINE, 1990; WILLMORE e COSTILL, 1994; POCOCK e RICHARDS, 2004). Este interesse se caracterizou através da condução de investigações sob a ótica da variabilidade da frequência cardíaca, que é a expressão da modulação do sistema nervoso autônomo sobre os batimentos cardíacos (MALIK e CAMM, 1990; GRUPI et al, 1994; TASK, 1996).

O método de análise da variabilidade da frequência cardíaca se tornou útil com relação à compreensão dos efeitos da prática regular ou errática de atividades físicas e desportivas. Este permite o reconhecimento da extensão das adaptações autonômicas e cardiorrespiratórias oriundas da exposição crônica e aguda aos mais diversos tipos e formas de modalidades esportivas, e exercício físico. Esta ferramenta de análise do balanço simpato-vagal é considerada importante por ser não-invasivo (PAGANI *et al*, 1988; De MEERSMAN, 1993; REIS *et al*, 1998; HAUTALA, KIVINIEMI, e TULPPO, 2009).

De acordo com a revisão de literatura feita por Gamelin, Berthoin e Bosquet (2009), a prática regular de exercício físico, especialmente aquelas cuja fonte primária energética é o oxigênio, tende a levar para um predomínio da alça parassimpática na regulação nervosa autônoma em situação de repouso. Para Achten e Ukendrup (2003), o aumento da variabilidade da frequência cardíaca pressupõe a diminuição de mortalidade em ambos os gêneros e este aumento é caracterizado por uma maior preponderância do ramo vagal do sistema nervoso autônomo no repouso.

A elaboração deste projeto de pesquisa nasceu a partir da vivência como praticante da modalidade de corrida de rua a pé ou pedestrianismo, atividade esta predominantemente do domínio aeróbio. Há poucos estudos que avaliaram a variabilidade da frequência cardíaca em sujeitos durante a prática da referida atividade em eventos oficiais. Trabalhos de Stajzel *et al* (2006) buscou entender os efeitos de uma corrida em montanha na modulação autonômica cardíaca. Assim, considerado este contexto, formularam-se as seguintes questões: **Como é**

expressa a variabilidade da frequência cardíaca em repouso e durante uma corrida de rua a pé em sujeitos saudáveis?

1.1 OBJETIVOS

1.1.1 Objetivos Gerais

Observar a modulação autonômica cardíaca nervosa através de índices associados à variabilidade da frequência cardíaca em sujeitos saudáveis corredores em duas situações: a) no repouso; b) durante a participação numa corrida de rua a pé.

1.1.2 Objetivos Específicos

- Analisar o comportamento da variabilidade da frequência cardíaca no repouso.
- Analisar o comportamento da variabilidade da frequência cardíaca nos domínios do tempo e da frequência durante uma atividade física dinâmica.
- Compreender as diferenças individuais apresentadas em cada uma das situações.

1.2 HIPÓTESES

H1: Os índices indicativos da variabilidade da frequência cardíaca no domínio do tempo são maiores em situação de repouso comparados à situação de exercício dinâmico;

H2: Os índices indicativos da variabilidade da frequência cardíaca no domínio da frequência são menores em situação de repouso comparados à situação de exercício dinâmico.

1.3 JUSTIFICATIVA

O sistema nervoso autônomo vegetativo é responsável pelo estado de homeotase do metabolismo interno. A compreensão do fenômeno de regulação autonômica cardíaca, especialmente em situações de estresse como num evento de pedestrianismo (corrida de rua a pé), pode auxiliar no processo de elaboração de treinos que sejam adequadas às necessidades do sujeito praticante da modalidade. Assim, vários autores emitiram recomendações sobre a necessidade de se desenvolver mais pesquisas referentes aos efeitos da demanda imposta sobre o coração a partir de uma atividade aeróbia, sob a perspectiva neural (YAMAMOTO *et al*, 2001; De MEERSMAN, 1993; ALONSO *et al*, 1998; LEVY *et al*, 1998; BUCHHEIT e GINDRE, 2006; FRONCHETTI *et al*, 2006; STAJZEL *et al*, 2006; GAMELIN, BERTHOIN, BOSQUET, 2009).

2. REVISÃO DE LITERATURA

2.1 SISTEMA CARDIOVASCULAR

O sistema cardiovascular tem como função principal fornecer aos tecidos do metabolismo nutrientes e oxigênio, além de remover os detritos oriundos das atividades celulares, permitindo que o organismo possa fazer frente às demandas funcionais impostas pelos meios externos e internos (McARDLE, KATCH, KATCH, 2010). Em termos anatômicos e morfofuncionais, ele é constituído pelo coração e os vasos sanguíneos (artérias, veias e capilares), por meio dos quais o sangue é bombeado e levado para todos os outros sistemas. Na efetivação de suas funções, o sistema cardiovascular colabora na manutenção da homeostase, através da movimentação constante dos componentes sanguíneos dentro de vasos apropriados para tal (SMITH e KAMPINE, 1990; McARDLE, KATCH, KATCH, 2010).

Segundo Smith e Kampine (1990), a estruturação morfológico-funcional do aparelho cardiovascular permite a este:

- Gerar e manter uma diferença de pressão interna ao longo do seu circuito;
- Conduzir e distribuir continuamente o volume sanguíneo aos diferentes tecidos do organismo;
- Promover a troca de gases (oxigênio e gás carbônico), nutrientes e outras substâncias entre o compartimento vascular e as células teciduais;
- Coletar o volume sanguíneo proveniente dos tecidos e levá-lo de volta ao coração.

Ainda de acordo com Smith e Kampine (1990), os seus elementos constitutivos são os seguintes:

- Uma bomba compressora geradora de pressão e receptora do volume sanguíneo – o coração;
- Um sistema tubular condutor e distribuidor, na forma de um sistema vascular arterial;
- Um sistema tubular trocador, chamado de micro circulação;
- Um sistema tubular coletor de retorno – os sistemas vasculares venosos e linfáticos (Figura 2.1).

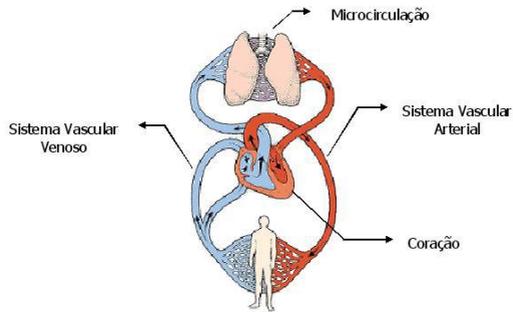


Figura 2.1: Representação do Sistema cardiovascular (adaptado de SMITH e KAMPINE, 1990).

A principal estrutura do sistema cardiovascular, o coração, apresenta os seguintes aspectos anatômicos: dois átrios ou aurículas e dois ventrículos. O sangue que vem do interior do organismo é conduzido até as câmaras atriais, de onde é levado para os ventrículos (Figura 2.2). Para evitar qualquer tipo de comunicação interventricular nem interatrial, há uma parede muscular que separa as câmaras do lado direito das do lado esquerdo. Para garantir que o sangue sempre circule numa única direção, o coração está munido de válvulas que, ao fecharem-se hermeticamente, evitam o retrocesso daquele. São elas: válvula tricúspide, entre o átrio e o ventrículo direitos; válvula bicúspide ou mitral, entre o átrio e o ventrículo esquerdos; e as válvulas pulmonar e aórtica, que se encontram na origem das artérias pulmonar e aorta, ambas oriundas dos ventrículos (SMITH e KAMPINE, 1990; NETTER, 1991; WILLMORE e COSTILL; 1994).

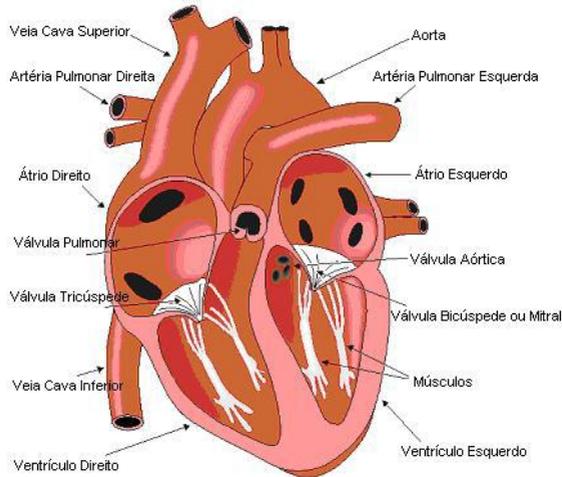


Figura 2.2: Constituição anômica do coração (adaptado de MALMIVUO e PLONSEY, 1995).

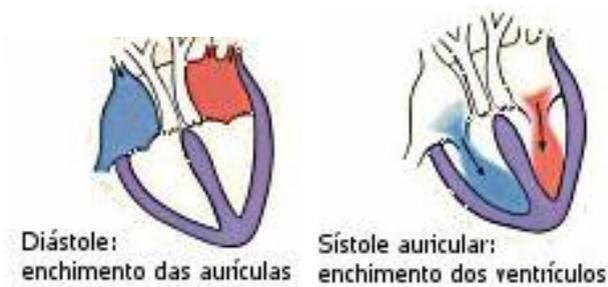
O sangue sempre é bombeado pelo coração em direção aos vasos sanguíneos arteriais ou sistema arterial, e retorna pelos vasos sanguíneos venosos ou sistema venoso. O sangue venoso rico em gás carbônico e carregado de produtos da atividade celular é transportado através de duas veias; a veia cava inferior, e a veia cava superior (Figura 2.3). Ambas lançam-se separadamente no átrio direito de onde o sangue vai para o ventrículo direito e é direcionado para a artéria pulmonar e em seguida levado aos pulmões. É naqueles órgãos que o sangue perde a sua composição de anidrido carbônico e é carregado de oxigênio. Retorna ao coração pela veia pulmonar que termina no átrio esquerdo, e de lá é conduzido para o ventrículo esquerdo. Por meio da aorta, o sangue agora rico em oxigênio e substâncias nutritivas é levado para os diferentes sistemas do organismo e seus órgãos. Lá, carrega-se de novo de detritos do metabolismo celular e de dióxido de carbono, para recomeçar todo o ciclo (LAVITOLA, 2001).

Separando o sistema arterial e o sistema venoso, há uma região de transição, formada pelos capilares pulmonares, no caso da circulação pulmonar, e pelos capilares teciduais, quando se trata da circulação sistêmica. É nesta região que os nutrientes e o oxigênio deixam o sangue em direção aos tecidos para dar suporte à atividade celular, ao mesmo tempo em que os restos do metabolismo deixam os tecidos em direção ao sangue, sendo posteriormente excretados pelo processo de filtragem renal. No caso da circulação pulmonar, o oxigênio passa dos pulmões ao

sangue através dos capilares, enquanto o dióxido de carbono faz o caminho oposto, sendo liberado através da expiração (NETTER, 1991; LAVITOLA, 2001).

O coração realiza as suas funções através de contrações sucessivas, ou batimentos cardíacos. Esses eventos observam a seguinte seqüência: durante a passagem do volume sanguíneo dos átrios para os ventrículos, aqueles sofrem contrações enquanto estes ficam relaxados. Este evento é denominado de sístole auricular e diástole ventricular, com a duração de cerca de 0,1 segundo. Ao fim da sístole auricular, os ventrículos, já repletos de sangue contraem-se por sua vez (sístole ventricular e diástole auricular, que dura cerca de 0,3 segundo) e o sangue é expelido do coração. Este ciclo recomeça com a contração dos átrios após um intervalo de repouso de cerca de 0,4 segundo (Figura 2.3).

Quando a sístole ventricular está por terminar, o volume de sangue ejetado encontra-se nas vias arteriais. Neste ponto, a pressão arterial no interior do sistema circulatório atinge seu valor máximo, chamada de pressão arterial sistólica. À medida que o volume sanguíneo segue sua distribuição tecidual através do organismo, e os ventrículos estão na fase de diástole, a pressão arterial é reduzida progressivamente até o início da próxima fase de sístole ventricular, quando alcança seu valor mínimo, sendo chamada de pressão arterial diastólica. Valores considerados normais para a pressão arterial situam-se em de 120 mmHg para a sístole e 80 mmHg para a diástole.



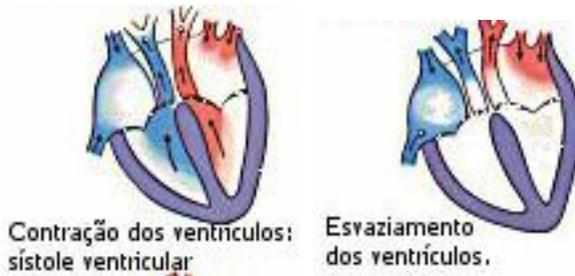


Figura 2.3: Fases da contração cardíaca (LAVITOLA, 2001).

As variáveis cardiovasculares acima descritas apresentam um conjunto de ações que culminam no funcionamento adequado da bomba cardíaca (McARDLE, KATCH, KATCH; 2010). Estas ações podem ser matematicamente representadas, onde o débito cardíaco expressa o volume de sangue expelido pelo coração por minuto.

Débito cardíaco = Frequência Cardíaca x Volume sistólico (1)

Pressão arterial = Débito cardíaco x Resistência periférica (2)

2.1.1 Atividade Elétrica Do Coração

O processo de ativação do coração ocorre pela geração e condução de impulsos elétricos. A estrutura responsável por este papel é denominada de tecido excito - condutor (Figura 2.4). O mesmo é composto por quatro elementos com estreitas relações entre si, a saber:

- **Nodo sinoatrial:** também chamado de nó sinusal ou nódulo de Keith e Flack, é um aglomerado de células excitáveis especializadas, situado no extremo da região ântero-superior direita do coração, próximo à junção da veia cava superior com o átrio direito;
- **Nodo atrioventricular:** ou nodo de Aschoff-Tawara, é também formado por um conjunto celular excitável especializado, localizado na junção entre os átrios e os ventrículos, na porção basal do septo interventricular, na região mediana do coração;
- **Feixe de His:** seus ramos principais (direito e esquerdo) e suas subdivisões estão localizados no meio do músculo cardíaco. Vem da base do septo interventricular, dirigindo-se aos ventrículos direito e esquerdo;
- **Fibras de Purkinje:** derivadas dos ramos do feixe de His, elas representam uma rede terminal de condução e coordenação do impulso elétrico a cada célula contrátil do miocárdio. Estão localizadas nas

paredes internas dos ventrículos (NETTER, 1991; LAVITOLA, 2001; McARDLE, KATCH, KATCH; 2010).

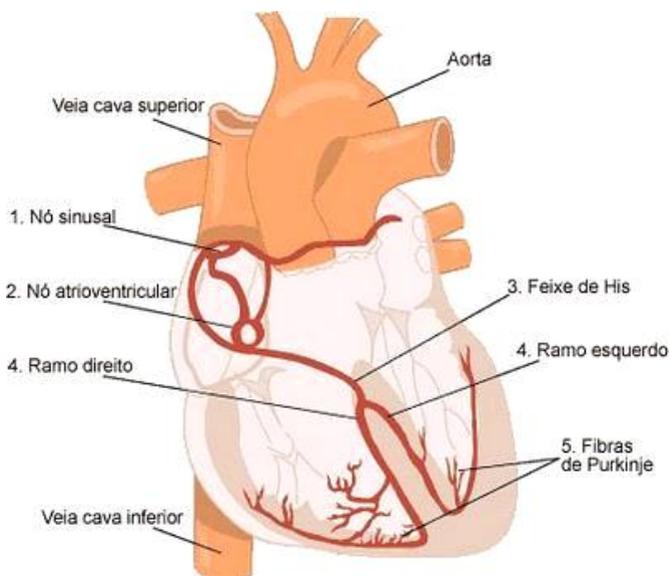


Figura 2.4: Complexo excito - condutor do coração (adaptado de Guyton e Hall, 2006).

Como foi supramencionado, para que o coração possa exercer sua função mecânica de bombear sangue para todos os sítios do organismo, levando sangue rico em oxigênio e nutrientes pelas vias arteriais, e retornando o sangue rico em dióxido de carbono e outros dejetos da atividade celular, é preciso que haja um estímulo elétrico sobre o miocárdio. Este estímulo é originado automaticamente e de maneira ritmada a partir do nó sinusal, considerada a estrutura cardíaca mais excitável. Por isso ele é considerado o marca-passo natural do coração. Este impulso elétrico inicial pode ser gerado por qualquer outro tecido elétrico da estrutura miocárdica, portanto, com a mesma habilidade de ser um marca-passo. No entanto, pelo fato do nó sinusal ser o mais rápido e mais eficiente nesta função, a ele cabe este papel. Caso este venha a falhar, os outros elementos do sistema elétrico podem se encarregar da tarefa, ainda que com uma velocidade menor (SMITH e KAMPINE, 1990; NETTER, 1991).

Quando em estado de repouso ou ausência de estresse físico e mental, a membrana celular de todas as células do coração encontra-se eletricamente polarizada, isto é, possui um potencial elétrico negativo.

Este vai de -60 mV a -80 mV no caso dos quatro elementos supramencionados, e de -90 mV no caso do miocárdio comum, o que significa dizer que o interior da célula está negativo quando comparado ao seu exterior. Este potencial elétrico é chamado potencial de membrana, ou potencial de repouso, e associa-se com maior concentração de íons potássio dentro da célula, e maior acúmulo de íons sódio fora da célula (Figura 2.5)(SMITH e KAMPINE, 1990).

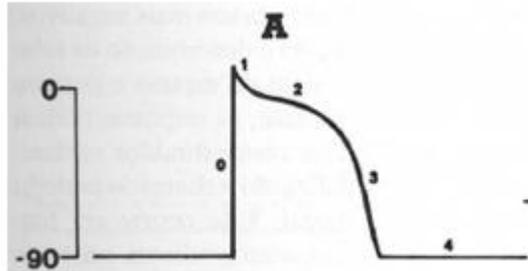


Figura 2.5: Expressão do potencial de repouso em tecidos com alta condutividade elétrica (adaptado de TRAUTWEIN, 1973).

Há uma inversão de potencial de repouso nas células do nodo sinoatrial e nos demais elementos do tecido condutor, inversão essa que ocorre em termos de milissegundos de forma cíclica. Este processo é chamado de despolarização e representa o novo potencial elétrico das células, o potencial de ação, onde o interior das células agora está positivo em relação ao exterior destas. O potencial de ação resulta da entrada intracelular de íons de sódio e cálcio. A despolarização é mantida enquanto continuar a entrada de íons de cálcio, configurando uma fase intermediária do potencial de ação. Nesta fase, o potencial atinge um plateau, pois permanece num determinado valor. A recuperação do potencial de repouso, portanto a repolarização, dá-se pela atenuação progressiva do potencial de ação, resultante da saída de íons potássio para o exterior da célula (SMITH e KAMPINE, 1990; GUYTON e HALL, 2006).

Logo após a repolarização, os íons sódio que se dirigiram para o interior da célula e aí ficaram aprisionados, devem ser repostos para o exterior, e os íons potássio que saíram da célula devem retornar para o seu interior (Figura 2.6). Este processo de recuperação do estado iônico de repouso é feito por meio da chamada "bomba de sódio e potássio", que é

um sistema bioquímico enzimático existente na membrana celular, que funciona consumindo energia para tornar esta membrana permeável a esses íons, nessa fase do fenômeno elétrico celular. Para cada cerca de três íons sódio transportados, dois íons potássios são transportados em sentido inverso, criando uma diferença de cargas positivas entre o exterior e o interior da célula, ou seja, um gradiente elétrico na membrana celular. Esse transporte é realizado ativamente, ou seja, há gasto de energia - e os íons são transportados de um meio onde se encontram em menor concentração (meio hipotônico) para outro, onde estão em maior concentração (meio hipertônico) (FARIA *et al*, 2009).

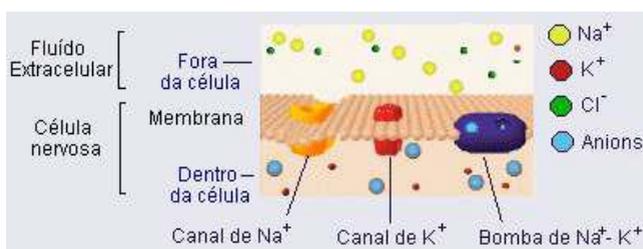


Figura 2.6: Bomba de sódio na membrana celular. Em repouso, os canais de sódio estão fechados. A membrana é praticamente impermeável ao sódio, impedindo sua difusão a favor do gradiente de concentração. O sódio, então, é bombeado ativamente para fora pela bomba de sódio e potássio.

O referido potencial de ação do coração tem origem no nodo sinoatrial e, a partir desta estrutura, propaga-se pelo miocárdio atrial atingindo o nodo átrio-ventricular, de onde ganha o tecido especializado condutor dos ventrículos, representado pelo feixe de His e seus ramos direito e esquerdo, terminando no sistema fibroso de Purkinje e ativando seqüencialmente toda a musculatura ventricular numa só direção. Cabe lembrar que o potencial de ação do coração é gerado, normalmente, no nodo sinoatrial, porque este é a estrutura cardíaca mais excitável e a que possui a maior capacidade de automatismo, conforme figura 2.7. No entanto, no caso de falha no nodo sinoatrial, a geração do estímulo elétrico é assumida por uma das outras estruturas envolvidas no chamado tecido excito – condutor.

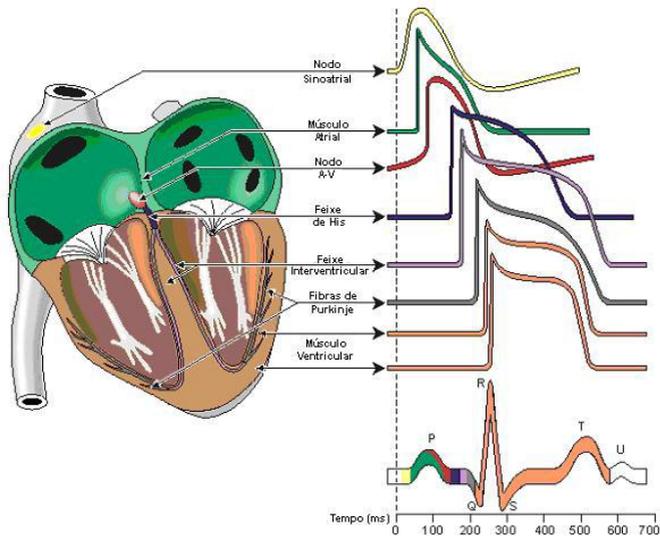


Figura 2.7: Diagrama da eletrofisiologia do coração. As diferentes formas de onda do potencial de ação das várias células especializadas encontradas no coração são apresentadas com intervalos similares aos registrados em um coração sadio (MALMIVUO e PLONSEY, 1995).

2.1.2 Mensurando A Atividade Cardíaca

2.1.2.1 Eletrocardiograma

A forma mais tradicional de se medir a atividade elétrica gerada pelo coração é o eletrocardiograma (ECG). Este consiste na interpretação da atividade elétrica do coração obtida ao longo de certo espaço temporal por meio de eletrodos colocados em locais específicos da região torácica (ANDRADE, 2005). As informações e sinais captados são transmitidos por meio de um aparelho denominado de eletrocardiógrafo, o qual mede pequenas intensidades de corrente captadas pelos eletrodos. Estas informações são transformadas numa ilustração gráfica a partir da qual se observa a progressão de despolarização iniciada no nódo sinoatrial e que irá atingir as diferentes partes do coração (DECCACHE, 2004).

Atribuiu-se às diferentes divisões deste processo letras do alfabeto, sendo aquelas interpretadas como ondas, segmentos ou

intervalos (Figura 2.8). As ondas são representadas pelas letras P, Q, R, S e T; os segmentos por P-Q e S-T; e os intervalos por PR, ST, QT e RR. Contudo, as ondas Q, R e S são consideradas como um parâmetro único, denominado complexo QRS (LAVITOLA, 2001).

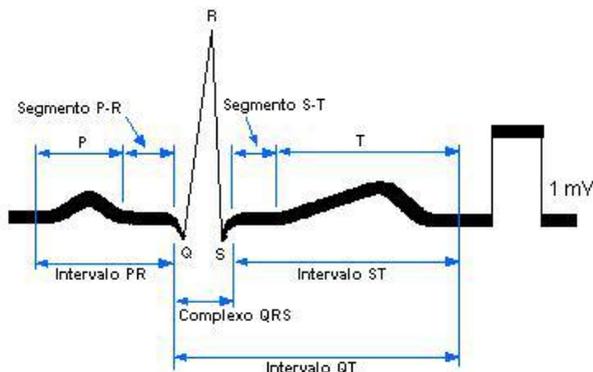


Figura 2.8: Eletrocardiograma com suas ondas, intervalos e segmentos normalizados (adaptado de LAVITOLA, 2001).

O início da sístole atrial é representada pela onda P, sendo que o segmento P-Q ilustra o tempo que o impulso elétrico gerado no nodo sinusal leva para chegar até o nodo atrioventricular, dando início à despolarização dos ventrículos. O complexo QRS apresenta uma amplitude de sinal maior que está relacionada à maior massa muscular dos ventrículos esquerdo e direito sendo despolarizada, processo este que se inverte a partir da repolarização simbolizada pela onda T. O tempo entre o fim da despolarização e início da regularização ventriculares é aferido pelo segmento S-T. O intervalo QT corresponde ao conjunto de despolarização e repolarização ventriculares. Sua duração varia em função da frequência cardíaca; diminui quando a frequência cardíaca aumenta, e vice-versa. O intervalo RR é uma forma de avaliar a taxa de atividade ventricular, pois representa o intervalo de um pico do complexo QRS a outro pico (FERRY, 2001; LAVITOLA, 2001).

A análise clínica eletrocardiográfica possibilita a identificação de comportamentos fora dos padrões de normalidade relacionados ao ritmo cardíaco, condução elétrica, oxigenação miocárdica e danos teciduais e na detecção de arritmias ou paradas sinusais (DECCACHE, 2004).

2.1.2.2 Cardiófrecüentüentüro

Uma alternativa para a mensuração da atividade elétrica do miocárdio se deu através do desenvolvimento dos cardiófrecüentümetros ou monitores cardíacos. Seu baixo custo e portabilidade têm possibilitado a elaboração de investigação em circunstâncias mais abrangentes do que aquelas encontradas em laboratórios e clínicas, nos quais normalmente utiliza-se o ECG como instrumento principal. Os cardiófrecüentümentos disponibilizados pela marca finlandesa Polar têm sua validação encontrada e demonstrada através de vários trabalhos publicados (KINGSLEY, LEWIS, MARSON, 2005; VANDERLEI *et al*, 2008; PIMENTEL *et al*, 2010). Ressalta-se que o monitor cardíaco, diferentemente do ECG, permite somente a gravação do período do intervalo R-R, sendo neste aspecto sua aplicabilidade mais restrita e específica. Entretanto, nos trabalhos que abordam a variabilidade da frequência cardíaca como tema principal, o uso do monitor cardíaco tem se mostrado adequado uma vez que para atingir os objetivos, o registro dos intervalos R-R já é suficiente (RADESPIEL-TROGER *et al*, 2003).

2.2 SISTEMA NERVOSO AUTÔNOMO

Segundo Barbizet e Duizabo (1987), o sistema nervoso periférico (SNPE) é constituído por nervos responsáveis pela comunicação entre o sistema nervoso central (SNC) e os diferentes aparelhos que compõem o metabolismo do corpo. A rede neural do SNPE é organizada em nervos dos tipos sensitivos e motores. O conjunto de nervos motores é subdividido em dois grupos complexos e complementares; o sistema nervoso somático ou voluntário (SNV) e o sistema nervoso autônomo periférico ou vegetativo (SNA) (figura 2.9).

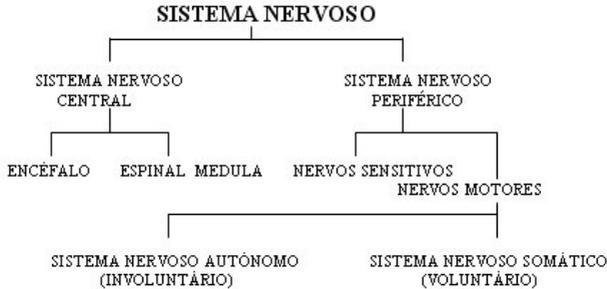


Figura 2.9: Organização do Sistema Nervoso.

O SNA caracteriza-se como uma extensa rede de neurônios interconectados distribuídos pelo organismo. Por meio do seu vasto leque de ações, garante um balanço constante de excitação e inibição para ajustar sua capacidade de controle, de maneira coordenada e ordenada sobre as vísceras, garantindo dessa forma a homeostasia interna (SMITH e KAMPINE, 1990; FARIA *et al*, 2009). A sua denominação foi criada pelo estudioso britânico John Langley (1852-1925) por acreditar que os seus componentes exerciam sua função de forma independente do resto do sistema nervoso, conceito este que se provou errado. No entanto a apelação inicialmente proposta se manteve (POCOCK e RICHARDS, 2004).

O controle das funções de regulação do ambiente interno do corpo, das atividades do sistema digestor, cardiovascular, excretor e endócrino é responsabilidade do SNA, pois estas atividades estão além do nosso controle voluntário (figura 2.10).

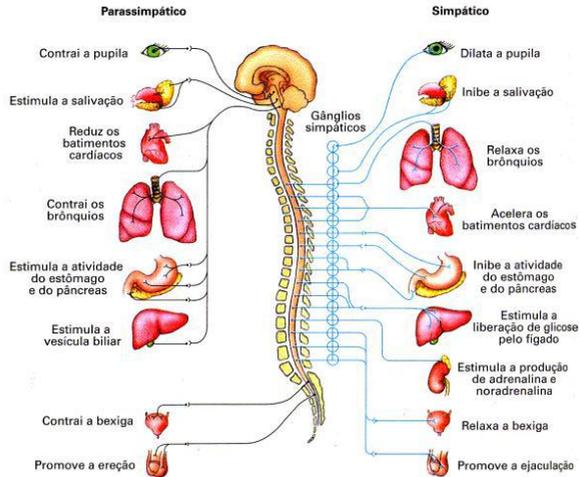


Figura 2.10: Composição do Sistema Nervoso Autônomo (adaptado de SMITH e KAMPINE, 1990).

As fibras nervosas que o compõem transmitem informações do SNC aos músculos lisos das vísceras e ao miocárdio. Diferentemente do nervo eferente do SNC que atua diretamente nos tecidos alvos, o envio de informações do SNA se faz através de dois tipos sucessivos de neurônios; o neurônio pré-ganglionar e o pós-ganglionar, sendo que os gânglios são pequenas dilatações bulbosas situadas ao longo das ramificações nervosas, e é em seu seio que ocorrem os processos sinápticos (figura 2.11) (FARIA *et al*, 2009).

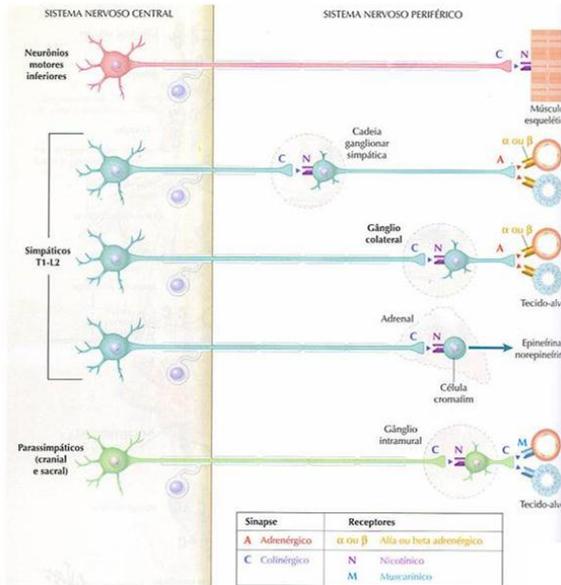


Figura 2.11: Caracterização dos processos de sinapses (adaptado de GUYTON e HALL, 2006)

O SNA é dividido em dois componentes distintos: o sistema nervoso simpático (SNS), e o sistema nervoso parassimpático (SNP) situados respectivamente na medula espinhal e no tronco encefálico. Três conjuntos de características são estabelecidos para diferenciar os ramos entre si: 1) a repartição anatômica das fibras nervosas; 2) o tipo de substâncias transmissoras secretadas pelas suas terminações neurais; 3) os efeitos de suas respectivas estimulações (GUYTON e HALL, 2006).

2.2.1 Sistema Nervoso Simpático

A transmissão de sinais através da subdivisão simpática ocorre do seguinte modo: a fibra pré-ganglionar oriunda da região tóraco-lombar da medula espinhal dirige-se em direção ao gânglio onde realiza uma sinapse com a segunda fibra neural denominada de fibra pós-ganglionar. A partir daí, a informação é transmitida ao órgão alvo. O gânglio faz parte de um conjunto ganglionar estruturado paralelamente à medula espinhal, constituindo um centro de controle autônomo (BEAR, CONNORS, PARADISO, 2002). Ainda em termos anatômicos, o axônio do neurônio pré-ganglionar é menor que o axônio do neurônio pós-ganglionar (figura

2.11).

No processo sináptico que ocorre no interior do gânglio, a fibra pré-ganglionar aciona a liberação do neurotransmissor denominado acetilcolina, que por sua vez ativa os receptores nicotínicos na fibra pós-ganglionar. Em resposta a este estímulo, a fibra neural pós-ganglionar, cujo corpo celular está localizado no interior do gânglio nervoso, secreta substância transmissora hormonal chamada de norepinefrina ou noradrenalina, que, por sua vez, irá ativar os receptores adrenérgicos nos tecidos alvos da periferia. É deste modo que irão ocorrer os efeitos associados à atuação do ramo simpático do SNA (GUYTON e HALL, 2006).

Há duas situações que não se enquadram no processo acima descrito. A primeira é referente aos neurônios pós-ganglionares que inervam as glândulas sudoríparas onde a liberação de acetilcolina pelas fibras pré-ganglionares leva à ativação de receptores muscarínicos e não nicotínicos. A segunda diz respeito à medula adrenal, parte da glândula adrenal e que atua como um gânglio simpático adaptado, pois ocorrem no seu interior sinapses entre neurônios pré e pós-ganglionares, e estes liberam diretamente na corrente sanguínea epinefrina e norepinefrina (figura 2.12) (POCOCK e RICHARDS, 2004).

2.2.2 Sistema Nervoso Parassimpático

No caso do SNP, as fibras nervosas que o compõem têm origem nos nervos cranianos (III, VII, IX e X pares cranianos) e do segundo, terceiro e quarto segmentos sacrais da medula espinhal. Segundo Guyton e Hall (2006), as principais fibras parassimpáticas são aquelas que formam o décimo par craniano, conhecido como nervo vago. A partir deste, órgãos dos conjuntos gastroentérico, cardiovascular e respiratório são inervados.

A transmissão de sinais neste ramo ocorre também através de dois neurônios seqüenciais; um neurônio pré-ganglionar, cujo corpo celular está alojado no tronco cerebral ou na medula espinhal sacra, tem o seu axônio estendido ininterruptamente até o gânglio, situado na parede visceral, e lá ocorre uma sinapse com os dendritos do segundo neurônio da cadeia, no caso a fibra neural pós-ganglionar (figura 2.12). Diferentemente das fibras adrenérgicas, os axônios das fibras neurais parassimpáticas pré-ganglionares são mais longas que os das fibras parassimpáticas pós-ganglionares. Esta morfologia permite uma resposta

mais concisa nos órgãos alvos (GILBERT, SIGMAN, 2007).

Quando estimulados, os nervos pré-ganglionares liberam o neurotransmissor acetilcolina, que ativa os receptores nicotínicos nos nervos pós-ganglionares. Estes, por sua vez, liberam novamente acetilcolina que irá ativar os receptores muscarínicos nos órgãos alvos (figura 2.12).

2.3 INFLUÊNCIA AUTONÔMICA SOBRE O SISTEMA CARDIOVASCULAR

O controle extrínseco da atividade do coração é exercido por dois sistemas; o endócrino através de hormônios e o nervoso autônomo, através de seus dois ramos simpático e parassimpático (WILMORE e COSTILL, 1994; POCOCK e RICHARDS, 2004). A modulação autonômica cardíaca é, portanto fruto da interação entre esses dois ramos, cada um atuando de acordo com as informações recebidas do encéfalo e das necessidades do metabolismo no momento, e adaptando-o a diferentes estímulos, como exercício físico, estresse mental, respiração, e alterações metabólicas caracterizando o chamado efeito cronotrópico, portanto habilitado a influenciar significativamente a atividade cardíaca (LONGO *et al*, 1995; POCOCK e RICHARDS, 2004). Esse princípio de influência recíproca do sistema autônomo ocorre também em diversos órgãos do corpo humano, como pode ser observado na figura 2.10 (MONTANO *et al*, 2009).

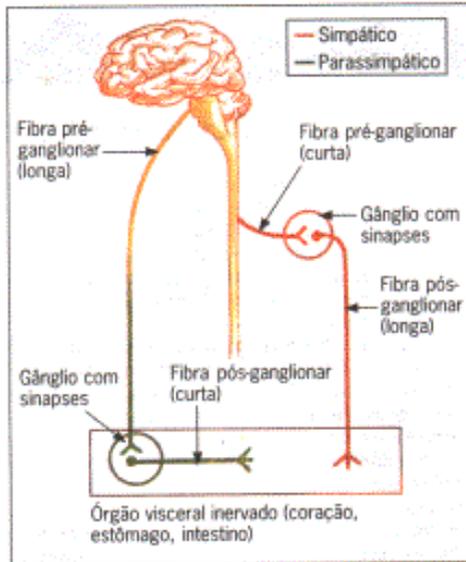


Figura 2.12: Percurso dos ramos do SNA até o tecido alvo.

O sistema parassimpático age no coração através do nervo vago, e costuma ser prevalente em situações de repouso, pois atua como redutor da força de contração do coração diminuindo a frequência do ritmo do nodo sinusal e a excitabilidade das fibras do nódulo atrioventricular, tornando mais lenta a transmissão do impulso elétrico para os ventrículos e, portanto, reduz a frequência cardíaca (bradicardia) e a pressão arterial (LONGO *et al*, 1995; MARÃES, 1999). Num indivíduo saudável em repouso, a frequência cardíaca está normalmente sob influência do tonus vagal.

O sistema simpático por sua vez tem como efeito aumento da força contrátil do músculo cardíaco, e, portanto da frequência cardíaca (taquicardia). A sua distribuição está predominante na região ventricular (WILMORE e COSTILL, 1994). A noradrenalina, então liberada, estimula o aumento do débito cardíaco, da frequência respiratória, liberação da glicose sanguínea, além da constrição dos vasos sanguíneos da pele. Este sistema é mais atuante em situações de estresse tanto mental quanto físico (LANGEWITZ e RÜDDEL, 1989). Durante o exercício, o efeito cronotrópico negativo exercido pelo SNP diminui, permitindo um aumento da atividade simpática, e levando a um aumento da frequência cardíaca (POCOCK e RICHARDS, 2004).

2.4 VARIABILIDADE DA FREQUÊNCIA CARDÍACA

A variabilidade da frequência cardíaca (VFC) é o efeito que caracteriza a interação entre o SNS e SNP durante a atuação destes enquanto reguladores da atividade cardiovascular. Esta seção visa inicialmente explicar sobre este conceito, sua aplicabilidade em estudos de ordem clínica, sua relação com o exercício físico dinâmico, e como mensurá-lo.

Por ser o resultado de uma resposta fisiológica frente a fatores de estresse mental e físico, a atividade de um coração saudável não é totalmente regular. Os intervalos entre dois batimentos consecutivos são expressos, numa perspectiva temporal, em milissegundos (ms), e sofrem variações oriundos de fatores como a respiração, a regulação da pressão arterial, da termo regulação, e do ciclo circadiano¹ (STEIN *et al*, 1994; CATAI *et al*, 2002). De acordo com Longo, Ferreira e Correia (1995), a idade e o gênero são outros fatores que influenciam de forma consistente a VFC. Por isto, este é considerado um marcador quantitativo da atividade regulatória autonômica cardíaca (KLEIGER *et al*, 1987). Durante a análise de um registro de VFC, somente os batimentos ou intervalos normais R-R (iR-R ou N-N) são considerados, pois são ocasionados pela condução sinusal (figura 2.8). Por representar uma técnica simples e não-invasiva, a VFC fornece informações quantitativas do tônus autonômico cardíaco, relativas à magnitude da modulação vago-simpática existente no nódulo sinusal (AKSELROD *et al*, 1985; KLEIGER *et al*, 1987; LONGO, FERREIRA, CORREIA, 1995; TASK FORCE, 1996; CATAI *et al*, 2002; MONTANO *et al*, 2009).

A partir dos anos 80, vários estudos sugerem a relação entre o SNA e o surgimento de arritmias fatais (LOWN, 1979; SCHWARTZ e STONE, 1982). A VFC começa a se tornar um guia apropriado para se avaliar o risco de complicações graves no período pós-infarto do miocárdio, já que valores reduzidos do referido marcador foram encontrados em indivíduos naquela condição cardiopatológica quando comparados a indivíduos saudáveis (KLEIGER *et al*, 1987; REIS *et al*, 1998). Pesquisas ainda conferem à VFC a característica de ser uma fonte

¹ O ciclo ou ritmo circadiano designa o período de aproximadamente 24 horas sobre o qual se baseia todo o ciclo biológico do corpo humano e de qualquer outro ser vivo. Este ciclo tem como agente primário a luz do dia.

confiável e acessível de informações sobre a integridade da modulação do SNA, tanto em sujeitos saudáveis quanto em atletas (PAGANI *et al*, 1988; TASK FORCE, 1996; CATAI *et al*, 2002). A VFC permite avaliar as alterações geradas por um programa de atividades e treinamento físicos, sendo que elevados valores examinados naquelas condições estão associados à uma melhor aptidão aeróbia (YAMAMOTO *et al*, 2001; NAKAMURA *et al*, 2005). Para Inoue *et al* (1990), Guzzetti *et al* (1994) e Koh *et al* (1994), a VFC também oferece a possibilidade de analisar o balanço simpatovagal em sujeitos acometidos de tetraplegia, condição que pode levar à uma disfunção do débito simpático a partir da medula espinal. Em casos de doenças crônicas como o diabetes mellitus, pode ocorrer complicações na forma de neuropatia autonômica e degeneração neural das fibras dos tratos do SNA, passíveis de serem aferidas por meio da VFC (KITNEY *et al*, 1984; PAGANI *et al*, 1988).

Durante o exercício dinâmico, o ajuste inicial da FC ocorre por diminuição e retirada do tônus vagal. Os aumentos subseqüentes são resultados do incremento da atividade das fibras adrenérgicas. O balanço entre os dois sistemas dependerá da intensidade do exercício. Em sua investigação, Ribeiro (2001) observou que a VFC é maior quando os voluntários realizaram baixos níveis de esforço e, com o incremento de potências, ocorria uma diminuição da mesma. Para Marães (1999), o aumento da FC é de natureza linear quando o indivíduo é submetido a um protocolo em forma de rampa. Em caso de protocolos do tipo degrau, relatou-se uma latência de FC inicial de cerca de 0,5 segundo, seguida de uma forte elevação, também produto da redução da estimulação colinérgica sobre o nó sinusal. Segundo Williamson *et al* (1995), este componente de rápida elevação da FC independe da intensidade aplicada.

Em 1996 num estudo que se tornou referência no assunto, a Sociedade Européia de Cardiologia e a *North American Society of Pacing and Electrophysiology* publicaram as diretrizes sobre formas, interpretação e utilização clínica da VFC (TASK FORCE, 1996). De acordo com essas diretrizes, a VFC pode ser analisada por meio de modelos de análise linear compostos por medidas do domínio temporal (DT), e índices do domínio da freqüência (DF). No mesmo estudo, faz-se também menção aos modelos de análise não linear (modelos geométricos, e teoria do caos).

No domínio temporal, a FC é determinada em qualquer ponto no tempo ou iR-R correspondente. Tal medida é fundamentada em cálculos estatísticos realizados a partir dos registros de iR-R (figura 2.13). Alguns índices do DT sugerem ascendência da modulação vagal como a RMSSD (raiz quadrada da média da soma do quadrado das diferenças entre ciclos

adjacentes durante o registro) e o pNN50 (percentual de variação acima de 50 ms entre iR-R normais sucessivos), enquanto que o SDNN (desvio padrão de todos os iR-R normais) reflete a contribuição de todos os componentes rítmicos responsáveis pela VFC, relacionados às ambas as alças do SNA (tabela 1). De acordo com investigações de Buchheit e Gindre (2006), a presença de valores predominantes naqueles índices em situações de repouso caracterizam indivíduos com elevado nível de aptidão aeróbia.

Tabela 1 - Principais índices da VFC no domínio do tempo.

	Índices	Unidade	Definição
RR médio	Milissegundos		Média de todos os intervalos iRR normais.
SDNN	Milissegundos		Desvio padrão de todos os intervalos RR normais.
RMSSD	Milissegundos		Raiz quadrada da média da soma do quadrado das diferenças entre ciclos adjacentes durante o registro.
pNN50	%		Percentual de intervalos RR normais que diferem mais que 50 milissegundos de seu adjacente.

No domínio da frequência, a série temporal iR-R é decomposta por meio de procedimentos matemáticos, quantificando assim a magnitude dos intervalos em frequências específicas. A transformada rápida de Fourier (FFT), e a análise auto-regressiva, respectivamente modelos não-paramétrico e paramétrico, são as ferramentas matemáticas utilizadas para estes fins. Distinguem-se quatro componentes espectrais principais, representados na figura 2.13;

- a. O componente de alta frequência (HF – *High Frequency*) com variação entre 0,15 e 0,40 Hz, correspondente à atividade vagal e a modulação respiratória (FURLAN *et al*, 1990);
- b. O componente de baixa frequência (LF – *Low Frequency*) com faixa de variação entre 0,04 e 0,15 Hz, relativa à ação conjunta de ambos os ramos do SNA, com predominância da alça simpática (TASK FORCE, 1996; PAGANI *et al*, 1998);
- c. Os componentes de muita baixa frequência (VLF – *Very Low Frequency*) e ultra baixa frequência (ULF – *Ultra Low Frequency*) variando entre 0,003 e 0,04 Hz, cujas interpretação fisiológica ainda não está esclarecida. Há sinais de que estão relacionados à termorregulação, ao sistema

renina-angiotensina-aldosterona, e à resposta vasomotora (TASK FORCE, 1996; VANDERLEI *et al*, 2009).

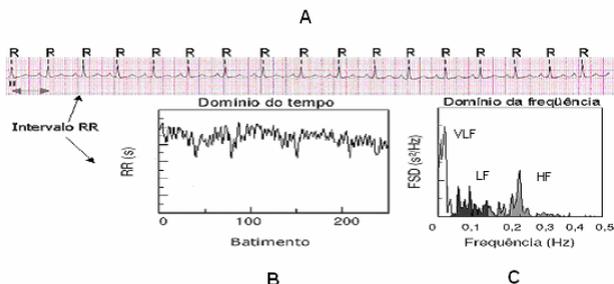


Figura 2.13: Formas de mensurar a VFC. A) Tacograma de intervalos RR B) Construção da série temporal de iR-R para cálculo das variáveis do DT.C) Ilustração da densidade espectral do registro, a partir do método não paramétrico (FFT). Adaptado de Freitas e Torres (2009).

As amplitudes de freqüência podem ser mensuradas em valores absolutos de potência (ms^2), em valores relativos (%) ou em unidades normalizadas (u.n.) (TASK FORCE, 1996). Ainda sob a perspectiva espectral, para fazer o cálculo que reflete o balanço simpato-vagal, faz-se a razão entre as bandas espectrais LF e HF: LF/HF (tabela 2). Quanto mais elevada é a proporção, deduz-se que maior é a amplitude da banda espectral de baixa freqüência, e quanto mais reduzida é esta, infere-se que há mais tendência para o equilíbrio e predomínio da banda de alta freqüência (VANDERLEI *et al*, 2009).

Tabela 2 - Exemplo de expressão para a potência pico, componentes de freqüência, e a razão LF/HF.

Frequency Band	Peak (Hz)	Power (ms^2)	Power (%)	Power (n.u.)
VLF	0.0391	41	16.1	
LF	0.0742	104	41.0	48.9
HF	0.2656	109	42.9	51.1
LF/HF			0.958	

3. MATERIAL E MÉTODOS

3.1 MODELO DE ESTUDO

Referente à abordagem do problema, o estudo é considerado como uma pesquisa quantitativa, pois os dados serão quantificados para em seguida serem classificados e analisados. Sobre os objetivos apresentados, este estudo caracteriza-se como sendo descritivo, pois tem como delineamento básico coletar, descrever, analisar e interpretar informações sobre duas ou mais variáveis num grupo de sujeitos (THOMAS e NELSON, 2002). Já, em relação aos procedimentos técnicos, a presente pesquisa classifica-se como empírica.

3.2 SUJEITOS DO ESTUDO

A amostra foi do tipo não probabilística intencional. Foram selecionados 6 sujeitos saudáveis praticantes da modalidade de corrida de rua a pé, 5 do sexo masculino e 1 do sexo feminino, acima de 18 anos. Estes assinaram um Termo de Consentimento livre e esclarecido, onde consta o objetivo e a natureza da pesquisa, a presença de possíveis riscos e a garantia da privacidade dos sujeitos voluntários, além de um telefone para contato. O projeto seguiu as normas da resolução 196/96 do Conselho Nacional de Saúde a respeito de pesquisas envolvendo seres humanos.

3.3 INSTRUMENTOS PARA OBTENÇÃO DAS VARIÁVEIS ASSOCIADAS À VFC

Para o monitoramento e registro dos intervalos iR-R das frequências cardíacas dos sujeitos no repouso e durante os referidas atividades físicas, utilizou-se monitores de frequência cardíaca ou cardiofrequencímetros da marca Polar®, modelos RS800 e S810i. O uso deste tipo de ferramenta em pesquisas acerca da variabilidade da frequência cardíaca foi avaliado e comprovado de maneira positiva em estudos recentes conduzidos por Cassirame *et al* (2007), Paschoal *et al*

(2006) e Gamelin *et al* (2006).

O cardiofrequencímetro é composto pelos seguintes elementos:

- Uma cinta torácica: cuja parte interna contém eletrodos sensíveis aos sinais elétricos produzidos pelo coração;
- Uma unidade transmissora: parte da cinta torácica responsável por transmitir os dados de frequência cardíaca para o monitor de pulso;
- Um monitor de pulso: parecido com um relógio, funciona como receptor dos sinais e pode reenviar o sinal recebido para uma interface receptora. O monitor em questão armazena as informações do usuário em uma memória de onde podem ser repassadas ao computador ou registrado em tempo real, *on-line*.

3.4 PROTOCOLO ADOTADO

Numa primeira etapa, foi aplicado um questionário junto aos sujeitos voluntários para colher informações pessoais e antropométricas, como idade, peso, altura e índice de massa corporal (IMC), além do histórico de participação em corridas de rua a pé.

Num segundo momento, uma semana antes do evento esportivo escolhido para a coleta de dados *in loco*, os participantes tiveram a sua frequência cardíaca registrada em três períodos com a duração de 15 minutos cada um em condição de repouso na posição supina, e falando estritamente o necessário. Cada um desses três períodos de registro ocorreu num dia diferente na semana. Com estes registros, foi possível determinar a FC média em repouso, e conseqüentemente, a variabilidade da mesma (SACKNOFF et al, 1994; REED et al, 2006).

No dia das corridas de rua, escolhidas a partir do calendário de eventos específico à modalidade, os sujeitos, já munidos de seus respectivos monitores cardíacos e instruídos sobre como usá-los, começaram o registro a partir do momento que foi dada a largada, e a gravação foi finalizada assim que atravessaram a linha de chegada, ou completaram o seu trecho. Assim, foi considerada a FC obtida apenas durante a realização dos percursos.

Estes foram os eventos em que ocorreu coleta de dados:

- Meia maratona internacional em Florianópolis - SC, ocorrida dia 20 de março de 2011, com a distância percorrida de 21 km;

- Mountain Do Costão do Santinho em Florianópolis - SC, ocorrida dia 23 de abril de 2011, com a distância percorrida de 7,6 km;
- 16º revezamento Volta a Ilha em Florianópolis - SC, ocorrido dia 30 de abril de 2011, com a distância total percorrida de 32 km.

3.5 ANÁLISE E TRATAMENTO DE DADOS

Os dados de batimentos cardíacos registrados foram enviados para o computador por meio de uma interface de emissão de sinais infravermelhos. Para garantir a qualidade dos dados obtidos, foi feita uma remoção de artefatos através do filtro de nível médio (6 bpm) do *software Polar Precision Software®* (PASCHOAL et al, 2006).

Para obter os dados descritivos da variabilidade da frequência cardíaca, utilizou-se o *software Kubios HRV®*, programa gratuito desenvolvido para o estudo da variabilidade dos intervalos entre cada batimento do coração, os chamados intervalos R-R (TARVAINEN et al, 2009). O programa foi desenvolvido no departamento de física da Universidade de Kuopio, na Finlândia e este faz a conversão em frequências do domínio da frequência, medidas em Hertz, e calcula os índices estatísticos do domínio do tempo: a) a FC média dos registros de repouso, em batimentos por minutos; b) a média dos intervalos iRR, em milissegundos; c) o desvio-padrão de todos os intervalos iRR normais, ou SDNN, em milissegundos; d) a raiz quadrada da média da soma do quadrado das diferenças entre ciclos adjacentes, ou RMSSD, em milissegundos; e) a porcentagem de intervalos iRR acima de 50 milissegundos, ou pNN50. No domínio da frequência, foi calculada a proporção LF/HF.

Os dados receberam tratamento estatístico descritivo (média e desvio-padrão), mediante utilização do programa *Excel®*.

4. RESULTADOS

Tabela 3 – Caracterização antropométrica e tempo de prática dos sujeitos participantes do estudo.

Sujeitos	Gênero	Idade (anos)	Peso (Kg)	Estatura (metro)	IMC (peso/estatura ²)	Tempo de prática (anos)
1	M	25	80	1,8	24,7	±4
2	F	26	59	1,6	23,0	±2
3	M	30	70	1,7	24,2	±7
4	M	30	70	1,68	24,8	±10
5	M	19	70	1,72	23,7	±1
6	M	29	78	1,83	23,3	±3
Média		26,5	71,17	1,72	24	4,5
DP		4,42	7,44	0,08	0,7	±3,39

Na tabela 3, constam os dados antropométricos dos voluntários da pesquisa. Em termos de idade, embora a média seja de 27 anos, nota-se um valor discrepante que é a idade do sujeito 5, 19 anos. Esta discrepância também se repete com relação ao tempo médio de participações em eventos de corridas de rua a pé, onde o sujeito 5 relatou estar envolvido há 1 ano neste tipo de modalidade. Com relação ao peso, destaca-se o sujeito 2, do sexo feminino que apresenta a menor massa corporal, de 59 kg e a menor estatura também, de 1,6 metro. O sujeito 1 apresenta a maior massa corporal, de 80 kg, e a maior estatura pertence ao sujeito 6. Sobre o IMC, há certa homogeneidade entre os 6 sujeitos, já que o desvio-padrão está em 0,7. O maior valor de desvio padrão foi referente à massa corporal, de 7,44. Contudo, vale destacar também o DP de 3,39 observado quando se trata de tempo de prática. Neste item, o sujeito 4 notificou ser corredor de rua há pelo menos 10 anos, seguido pelo sujeito 3 que tem uma experiência de 7 anos praticando esta modalidade.

Tabela 4 – Caracterização dos índices registrados em situação de repouso.

Sujeito	Sujeito	Sujeito	Sujeito	Sujeito	Sujeito	Média	Desvio
---------	---------	---------	---------	---------	---------	-------	--------

	1	2	3	4	5	6	Padrão	
FC média (bpm)	67	58	65	59	71	70	65	± 6
iRR médio (ms)	906	1091	928	1036	849	876	948	± 95
SDNN (ms)	85	135	65	119	70	106	96	± 28
RMSSD (ms)	90	84	47	113	45	90	78	± 27
pNN50	61 %	52 %	28 %	41 %	21 %	54 %	-	-
Razão LF/HF	0,5	0,8	2,6	0,9	2,5	0,4	1,3	± 1,0

O sujeito 2, do sexo feminino, apresenta o menor valor de FC no repouso, 58 bpm. O segundo menor valor, de 59 bpm, pertence ao sujeito 4. O sujeito 5, de 19 anos, apresentou a maior valor nesta categoria, de 71 bpm, seguido de perto sujeito 6, com 70 bpm. Na categoria dos intervalos iRR, o sujeito 2 apresentou o maior valor médio, de 1091 ms. No sujeito 4, também foi observado um valor acima de 1000 ms nessa categoria, mais especificamente de 1036 ms. O menor valor é do sujeito 5 com 849 ms, e no sujeito 6 também se nota um valor 876 ms. No item SDNN, os maiores valores, acima de 100 ms, pertencem aos sujeito 2 com 135 ms, sujeito 4 com 119 ms, e sujeito 6 com 106 ms. Os menores valores foram encontrados nos sujeitos 3 com 65 ms e 5 com 70 ms. Sobre o RMSSD, apenas no sujeito 4 observou-se um valor acima de 100 ms, de 113 ms, sendo os menores valores dos sujeitos 3 com 47 ms e 5 com 45 ms. O sujeito 1 mostrou a maior porcentagem de iRR acima de 50 ms, com 61 %, seguidos do sujeito 6 com 54 %, e sujeito 2 com 52 %. As menores pNN50 são do sujeito 3 com 28% e sujeito 5 com 21%. No cálculo da proporção LF/HF, os sujeitos 1, 2, 4, e 6 apresentam valores próximos de 0, enquanto que nos sujeitos 3 e 5, os números são respectivamente de 2,6 e 2,5.

Os índices observados durante os eventos de corridas de rua estão descritos na tabela 5.

Tabela 5 – Caracterização dos índices registrados durante os eventos de pedestrianismo.

	Sujeito 1	Sujeito 2	Sujeito 3	Sujeito 4	Sujeito 5	Sujeito 6	Média	Desvio Padrão
--	--------------	--------------	--------------	--------------	--------------	--------------	-------	------------------

FC média (bpm)	147	172	148	172	178	178	166	± 14
iRR médio (ms)	414	353	411	350	337	338	367	± 36
SDNN (ms)	51	43	46	21	3	4	28	± 22
RMSSD (ms)	6	4	5	5	5	4	5	± 1
Razão LF/HF	3	1,8	2,6	0,2	0,2	0,3	1,4	± 1,3

Os sujeitos 2, 4, 5 e 6 tiveram uma FC média entre 170 e 180 bpm registrada durante a corrida. Na faixa de 150-145 bpm, encontramos os sujeitos 1 e 3. No iRR médio, os sujeitos 1 e 3 também se destacam com valores entre 415 e 400 ms, com o restante dos sujeitos com valores entre 330 e 360 ms. Na categoria do SDNN, embora tenhamos uma média geral de 28 ms, há muitos valores discrepantes. O maior valor é de 51ms, do sujeito 1, seguido dos sujeitos 3 com 46 ms e 2 com 43 ms. Os sujeitos 5 e 6 com respectivamente 3 e 4 ms. O RMSSD de todos os sujeitos ficou entre 6 e 4 ms, e o pNN50 não teve nenhum valor significativo em nenhum dos sujeitos. A razão LF/HF, os sujeitos 4, 5 e 6 tiveram valores próximos de 0, o sujeito 2 apresentou um valor de 1,8, o sujeito 3 um dado de 2,6 e o sujeito 1 o maior valor da categoria, com 3.

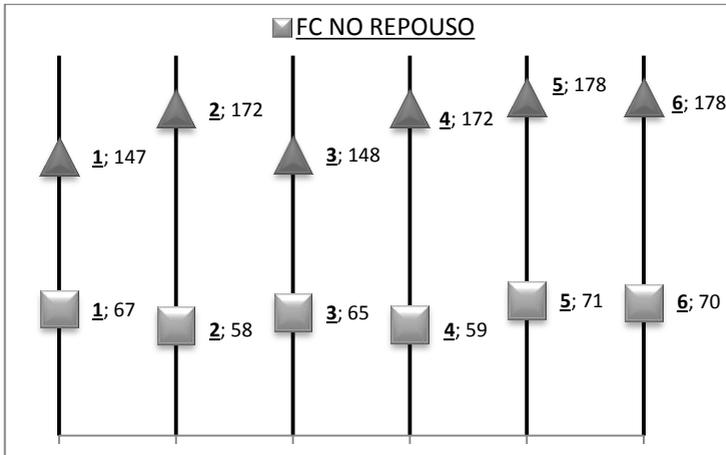


Gráfico 1 - Expressão da Frequência Cardíaca nas duas situações de registro, em batimentos por minuto (bpm). Cada coluna corresponde a um sujeito.

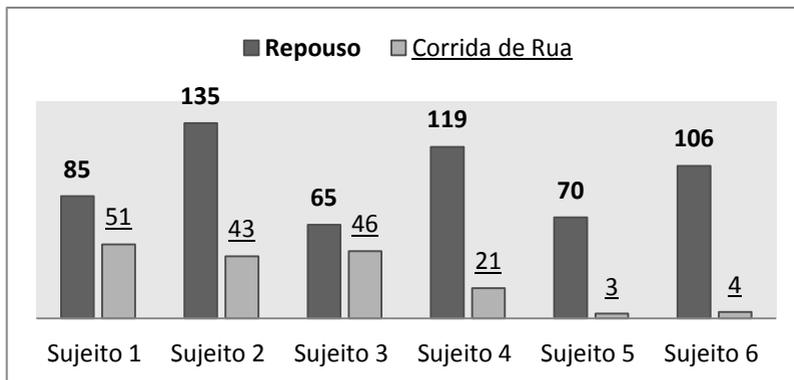


Gráfico 2 - Expressão do SDNN nas duas situações de registro - em milissegundos (ms).

O gráfico 1 apresenta como a FC se comportou em cada um dos sujeitos, nas duas situações de registro. Torna-se possível visualizar a amplitude do aumento da atividade cardíaca em termos absolutos, passando de uma situação de repouso para um exercício dinâmico. O gráfico 2 apresenta, sob a mesma perspectiva, os dados referentes ao SDNN. O gráfico 3 descreve o comportamento da razão LF/HF em cada um dos participantes nas 2 situações de registro. Destacam-se os sujeitos que tiveram uma razão maior no repouso e menor na corrida: o sujeito 3

com 2,6 nas 2 situações; o sujeito 4 com 0,9 e 0,2; o sujeito 5 com 2,5 e 0,2; e o sujeito 6 com 0,4 e 0,3. O sujeito 1 apresentou um valor de 0,5 no repouso e o maior valor na corrida de 3, e o sujeito 2, observamos valores de 0,8 e 1,8 no repouso e na corrida respectivamente. O gráfico 4 ilustra a diminuição dos valores do índice RMSSD em cada sujeito, do repouso para a corrida, e o gráfico 5 apresenta a variação absoluta dos iRR do repouso para o exercício dinâmico, ilustrando a capacidade de cada um dos indivíduos em se adaptar em cada situação.

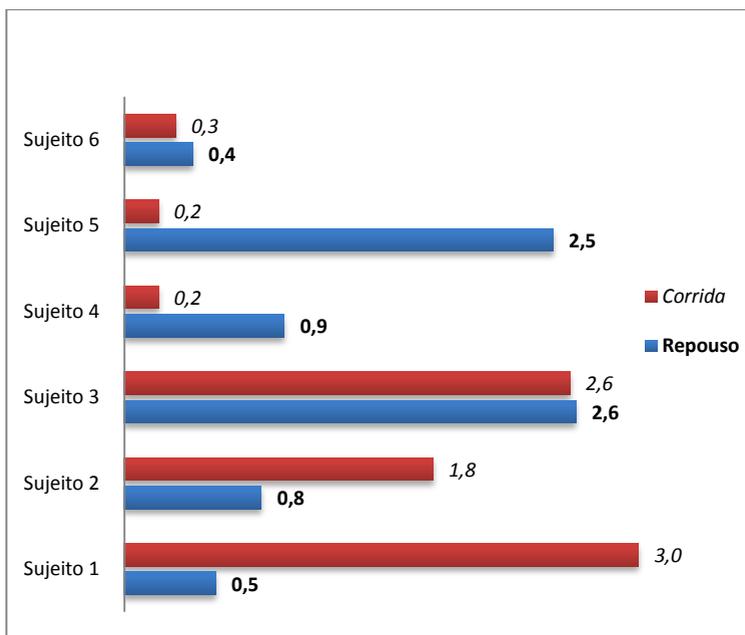


Gráfico 3 - Razão LF/HF nas duas situações de registro.

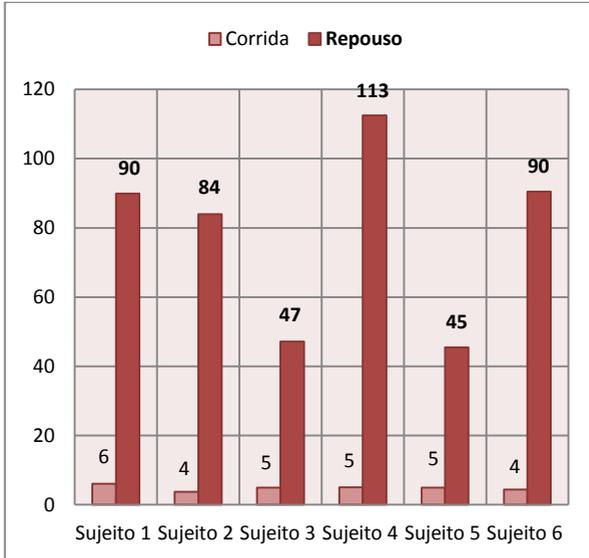


Gráfico 4 - Expressão do índice RMSSD em milissegundos (ms) nas duas situações de registro.

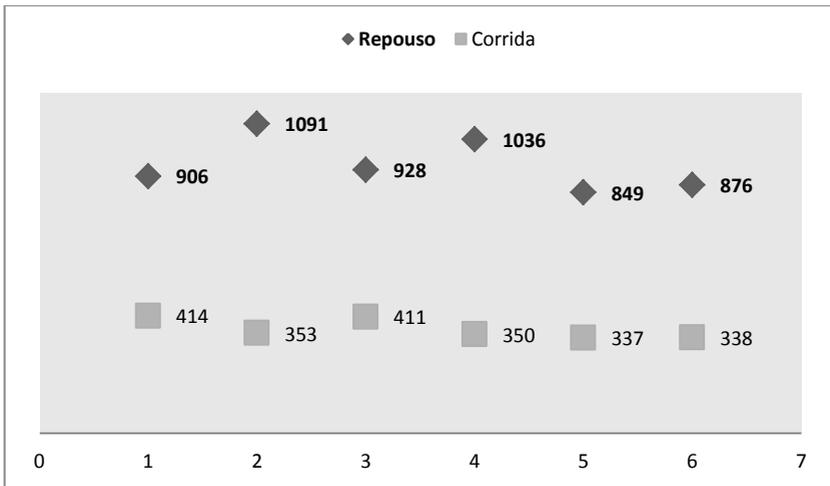


Gráfico 5 - Intervalos iRR, em milissegundos observados nas 2 situações.

5. DISCUSSÃO

Descrevemos a regulação autonômica cardíaca através da VFC em sujeitos saudáveis, fazendo coleta da atividade cardíaca em duas situações; no repouso e durante a participação em eventos de corridas de rua a pé, usando cardio frequencímetros. A principal diferença com estudos anteriores conduzidos com temática semelhante, é que a coleta foi feita no campo durante eventos oficiais da modalidade.

A função principal do coração é a de garantir o suprimento em nutrientes e oxigênio, o que o torna sensível às demandas e condições fisiológicas existentes, fazendo o seu comportamento se modificar levando em consideração os parâmetros a ele impostos. No repouso, um coração saudável bate de maneira constante entre 70 a 80 vezes por minuto, sendo que em indivíduos com alto nível de condicionamento aeróbio, pode se observar FC de 30 a 40 bpm (WILLMORE e COSTILL, 1994; McARDLE, KATCH e KATCH, 2010). Os intervalos de tempo entre os picos de despolarização ou sístole ventricular, os iRR, oferecem a possibilidade de uma leitura alternativa da FC. Quanto menor esta, maior é o espaço de um batimento para o outro, portanto maior é o iRR, expresso em milissegundos.

Na situação de repouso, a estimulação vagal tende a agir como um freio, e quanto mais condicionado é o indivíduo, maior é o iRR, podendo passar dos 1000 ms, como registrados nos sujeitos 2 e 4 (1091 e 1036 ms respectivamente), próximos aos 1189,18 ms encontrados por Kawaguchi *et al* (2007) em um grupo de atletas. Os níveis apresentados pelos sujeitos no quesito da FC durante as sessões de coleta em repouso apontam para a condição de bradicardia. Nessa situação, a força contrátil do miocárdio tende a ficar reduzida, e essa baixa atividade também afeta os outros elementos do tecido excito - condutor: o ritmo do nodo sinusal encontra-se reduzido, levando a uma baixa excitabilidade do nódulo atrio-ventricular, do feixe de His e das fibras de Purkinje. Ambos os ramos do SNA estão tonicamente ativos, porém a alça parassimpática tende a ter maior predominância, por meio do seu nervo vagal.

Cinco sujeitos apresentaram uma FC abaixo de 70, exceto o sujeito 5, de 19 anos, onde observamos uma FC em torno de 71 bpm. Paschoal *et al* (2006), numa investigação comparando a VFC entre as faixas etárias de 20-30 anos, 31-40 anos, 41-50 anos e 51-60 anos, observaram que a frequência cardíaca no repouso era a mais baixa na categoria de 20 a 30 anos, aumentando nas décadas subsequentes. Outros estudos também demonstraram que a FC de repouso tende a ser mais

baixa nas décadas iniciais da vida adulta (UMETANI *et al*, 1998; AGELINK, 2001). O sujeito 5 relatou ter experiência de pelo menos 1 ano em eventos de corridas de rua. No entanto, um dos efeitos crônicos de um elevado nível de condicionamento físico, é a presença de uma FC reduzida em condição de repouso (SACKNOFF *et al*, 1994; WILLMORE e COSTILL, 1994; YAMAMOTO *et al*, 2001; McARDLE, KATCH e KATCH, 2010).

Levy *et al* (1998), após conduzirem uma pesquisa comparando o efeito do treino de endurance na VFC de repouso em jovens e idosos saudáveis, encontraram dados que sugerem que: (1) há um aumento do tônus parassimpático; (2) um decréscimo da resposta cronotrópica à atividade do ramo simpático; (3) uma diminuição da FC intrínseca; (4) uma combinação de todos esses fatores. Assim, a FC de repouso apresentada pelo sujeito 5 sugere que além dos fatores fisiológicos citados por Catai *et al* (2002) como a respiração, a regulação da pressão arterial, a termo regulação e o ciclo circadiano, há mais agentes envolvidos na modulação autonômica cardíaca, mesmo em sujeitos saudáveis. Para Gamelin, Berthoin e Bosquet (2009), a interação entre os dois ramos do SNA é mais complexa que uma simples relação agonista-antagonista.

Umetani *et al* (1998), Kuo *et al* (1999) e Antelmi *et al* (2004) sugerem uma maior modulação parassimpática em mulheres do que em homens. Estes achados podem explicar, em parte, o valor da FC média de repouso encontrada no sujeito 2 (58 bpm), o único do gênero feminino, e quem apresentou o menor valor desta variável.

Durante o exercício físico dinâmico, seja este incremental ou cíclico, observa-se uma redução progressiva da estimulação vagal até a sua retirada completa. Para Pocock e Richards (2004), o aumento da FC se deve à retirada do tônus parassimpático até cerca de 100 bpm, acima deste nível, as fibras adrenérgicas é que ditam o ritmo cardíaco. Observou-se médias gerais na FC acima de 165 bpm, e nos iRR abaixo de 370 ms. Com relação à primeira variável, os sujeitos 1 e 3 destacam-se com valores respectivos de 147 e 148 bpm na FC, e nos iRR com valores de 414 e 411 ms.

Referente ao índice SDNN, este reflete todos os componentes cíclicos responsáveis pela VFC durante o período de registro. Task Force (1996) recomenda o seu estudo em períodos de no mínimo 5 minutos. No nosso estudo, o período de registro foi determinado em 15 minutos, apresentando resultados inerentes à individualidade biológica dos sujeitos. No entanto, para se obter uma real representatividade do índice

mencionado, Task Force (1996) sugere períodos de até 24 horas de duração.

Nessa ótica, Stein *et al* (1999) conduziram uma pesquisa visando determinar o efeito de um programa de treinamento de 12 meses sobre a modulação autonômica cardíaca em 16 sujeitos idosos. A partir de registros de 24 horas feitos antes e depois do programa, concluíram que as alterações dos índices do domínio do tempo, entre os quais o SDNN, foram significativas para demonstrar os benefícios de um nível aumentado de condicionamento físico sobre a VFC.

Por outro lado, após submeter um grupo de 80 indivíduos sedentários na meia-idade a um programa de treinamento aeróbio de 5 meses, Loimaala *et al* (2000) observaram que houve uma alteração significativa da frequência cardíaca de repouso, porém os mesmos índices que refletem o tônus vagal (SDNN e pNN50) não sofreram mudanças substanciais.

Ademais, a FC por si só é capaz de influenciar as medidas dos domínios do tempo e da frequência. Assim não está claro se sujeitos bem-condicionados têm de fato uma VFC melhorada ou simplesmente um batimento cardíaco intrinsecamente baixo. Contudo, vale destacar que, Lopes *et al* (2007) não encontraram alterações significativas da VFC no domínio do tempo após submeter 22 indivíduos saudáveis de meia-idade a um treinamento de força.

Indivíduos que exprimem elevados valores nos índices pNN50, RMSSD, e uma baixa proporção LF/HF em condição de repouso tendem a apresentar uma ação mais prolongada da atividade parassimpática durante o exercício progressivo e, por conseguinte, melhor aptidão aeróbia. Fronchetti *et al* (2006) encontraram valores médios de 47,4 ms para o RMSSD em 20 indivíduos assintomáticos sedentários, equivalentes aos valores encontrados neste estudo nos sujeitos 3, com 7 anos de participação em eventos de corrida de pé, e 5, com 1 ano de experiência.

Mediadores simpáticos que se manifestam na banda espectral de baixa frequência influenciam a atividade cardíaca em exercícios com mais duração de tempo, enquanto que a banda espectral de alta frequência expressa a regulação instantânea e mais ágil da modulação vagal. Os sujeitos 3,4,5 e 6 tiveram uma LF/HF maior no repouso do que durante o exercício, porém em níveis diferentes. No caso do sujeito 3, observou-se uma proporção de 2,6 no exercício. O sujeito 1 apresentou uma razão de 3, a maior registrada entre os sujeitos.

Cottin *et al* (2007) evidenciaram um aumento linear independente da FC da proporção LF/HF até o fim de um exercício físico

dinâmico, no âmbito de uma caminhada de 24 horas de duração. Somente os sujeitos 1 e 2 se enquadram nesta característica. Embora o sujeito 3 tenha apresentado o segundo maior valor de LF/HF, este valor foi o mesmo no repouso.

Num estudo comparando 12 sujeitos atletas jovens de elite em endurance nas modalidades de corrida e bicicleta, a um grupo controle de 18 jovens sujeitos saudáveis sedentários, Sacknoff *et al* (1994) apontam que análise do domínio da frequência no repouso pode não ser um indicador apurado do tônus vagal em indivíduos com alto grau de condicionamento físico. Os resultados obtidos por eles apresentaram coerência para uma elevada VFC no domínio do tempo, porém o mesmo não foi encontrado nos índices do domínio da frequência. Para Sacknoff *et al* (1994), uma explicação possível para este quadro é que a condição de bradicardia características de atletas pode ser o resultado da diminuição da atividade de receptores beta-adrenergicos. Ao passar, para uma situação de exercício físico dinâmico, a razão LF/HF acaba apresentando valores baixos, como aqueles registrados nos sujeitos 4 (0,2), 5 (0,2), e 6 (0,3).

Outra explicação possível seria entender a VFC como indicador da capacidade de regular emoções, ou seja, da capacidade do sujeito em ajustar seu nível de ativação fisiológica em função do ambiente no qual está inserido e do estresse ao qual está submetido, seja este físico ou emocional (SERVANT *et al*, 2008). Um SNA flexível levará a uma ativação ou redução rápida do estado fisiológico e emocional, enquanto que um SNA mais rígido implicará numa aptidão mais reduzida a se adaptar às situações. O sujeito 3, ao apresentar uma razão LF/HF média no repouso de 2,6 e o mesmo valor durante a corrida, parece ter uma capacidade de adaptação do modulação autonômica bastante reduzida, pelo menos nas situações avaliadas.

No estudo em tela, tentou-se entender as diferenças individuais em termos de modulação autonômica cardíaca a partir da participação dos mesmos em eventos de corridas. Neste sentido, há uma limitação, pois os sujeitos foram avaliados a partir de corridas e percursos diferentes um dos outros. Outra limitação a ser observada é com relação ao registro em repouso, que poderia ter sido realizado num período maior de tempo, assim tornando possível a obtenção de dados próximos a singularidade biológica de cada sujeito, e tornariam diminuídas a influencia de elementos externos à homeostase interna.

6. CONCLUSÕES

Foi possível avaliar o processo de regulação autonômica em situação de repouso e durante a participação em eventos de pedestrianismo utilizando como ferramenta de avaliação não-invasiva a VFC. O uso deste instrumento está consagrado, pois este oferece subsídios para quantificar os mecanismos de ajustes cardíacos, batimento a batimento em resposta às necessidades homeostáticas.

Destaca-se a individualidade dos dados que foram obtidos, e percebeu-se que embora tratamos de um fenômeno específico, diversos fatores acabam por influenciar a VFC. A psicofisiologia, enquanto campo de estudo cujo objetivo é compreender a interação existente entre fenômenos psicológicos e fisiológicos, tornando possível aplicá-la no entendimento dos processos de aprendizagem, controle e desempenho motores, se apresenta como uma saída para futuros estudos mais refinados almejando a compreensão da real amplitude da relação entre a atividade física na suas diversas formas, suas possíveis implicações neuro-cognitivas.

REFERÊNCIAS

ACHTEN, J.; UKENDRUP, A. Heart rate monitoring: applications and limitations. **Sports Med**, v. 33, n. 7, p. 517-538, 2003.

AGELINK, M.W. Standardized tests of heart rate variability: normal ranges obtained from 309 healthy humans, and effects of age, gender and heart rate. **Clinical Autonomic Research**, v. 11, p. 99-108, 2001.

AKSELROD, S. *et al.* Hemodynamic Regulation: Investigation by Spectral Analysis. **Am J Physiol**, v. 249, p. H867-H875, 1985.

ALONSO, D. de O. *et al.* Comportamento da frequência cardíaca e da sua variabilidade durante as diferentes fases do exercício físico progressivo máximo. **Arq Bras Cardiol**, v.71, n.6, p.787-792, 1998.

ANDRADE, P. J. N. **Cardiologia para o generalista: uma abordagem fisiopatológica**. 4. e. Fortaleza: Editora UFC, 2005.

ANTELMÍ, I. *et al.* Influence of age, gender, body mass index and functional capacity on heart rate variability in a cohort of subjects without heart disease. **Am J Cardiol**, v.93, p.445-50, 2004.

BARBIZET, J.; DUIZABO, P.H. **Manual de Neuropsicologia**. São Paulo: Masson, 1985.

BEAR, M.F.; CONNORS, B.W.; PARADISO, M.A. **Neuroscience - Exploring the brain**. 2. Ed. Reading: Williams & Wilkins, 2002.

BUCHHEIT, M.; GINDRE, C. Cardiac parasympathetic regulation: respective associations with cardiorespiratory fitness and training load. **Am J Physiol Heart Circ Physiol**, v. 291, n.1, p. H451-8, Julho 2006.

CASSIRAME, J. *et al.* L'utilisation d'un nouveau système d'enregistrement de fréquence cardiaque battement à battement pour l'analyse traditionnelle de variabilité de fréquence cardiaque. **Science & Sports**, v. 22, 2007.

CATAI, A.M. *et al.* Effects of aerobic exercise training on heart rate variability during wakefulness and sleep and cardiorespiratory responses of young and middle-aged healthy men. **Braz J Med Bio Res**, v.35, n.6,

p. 741-52, 2002.

CERUTTI, S.; GARRAULT, G.; CLUITMANS, P.J.M. Nonlinear algorithms for Processing Biological Signals. **Computer Methods and Programs in Biomedecine**, v.51, p.51-73, 1996.

De MEERSMAN, R. E. Heart rate variability and aerobic fitness. **American Heart Journal**, v. 125, n. 3, p. 726-31, 1993.

DECCACHE, W. **ECG para o clínico: laudo e orientação terapêutica**. Rio de Janeiro: Revinter, 2004.

FARIA, M.S.; GASPAROTTO, O. C.; LEITE, L.D.; PINTO, C.M.H. **Fisiologia Humana**. Florianópolis: Biologia/EAD/UFSC, 2009.

FERRY, D.R. **Basic Electrocardiography in Ten Days**. New York: McGraw Hill, 2001.

FREITAS, I.M.G.; TORRES, T.M. **Estudo da variabilidade da frequência cardíaca em mulheres sadias com idades entre 20 e 59 anos**. 2009. Trabalho de conclusão de curso (Graduação) - Faculdade de Medicina, Universidade Federal de Juiz de Fora.

FRONCHETTI, L. *et al.* Indicadores de regulação autonômica cardíaca em repouso e durante exercício progressivo. Aplicação do limiar da variabilidade da frequência cardíaca. **Rev Port Cien Desp**, v.6, n.1, p.21-28, 2006.

FURLAN, R. *et al.* Continuous 24-hour assessment of neural regulation of systemic arterial pressure and RR variabilities in ambulant subjects. **Circulation**, n. 81, p. 537-47, 1990.

GAMELIN F.-X.; BERTHOIN S.; BOSQUET L. Validity of the polar S810 heart rate monitor to measure R-R intervals at rest. **Med Sci Sports Exerc.**, v.38, n.5, p.887-93, 2006.

GAMELIN, F.-X.; BERTHOIN, S.; BOSQUET, L. Effet de l'entraînement aérobie sur la variabilité de la fréquence cardiaque au repos. *Science et sports*, v.24, n.3-4, p.128-36, 2009.

GILBERT, C.D.; SIGMAN, M. Brain states: top-down influences in

sensory processing. **Neuron.**, v. 54, n.5, p. 677-96, 2007.

GRUPI C.J. *et al.* Variabilidade da frequência cardíaca: significado e aplicação clínica. **Rev Assoc Med Brasil**, v.40, n. 2, p. 129-36, 1994.

GUYTON, A.C.; HALL, J.E. **Tratado de Fisiologia Médica**. 11. Ed. Rio de Janeiro: Campus-Elsevier, 2006.

HAUTALA, J.A.; KIVINIEMI, A.M.; TULPPO, M.P. Individual responses to aerobic exercises: the role of the autonomic nervous system. **Neuroscience and Biobehavioral Reviews**, v. 33, p. 107-115, 2009.

KINGSLEY, M.; LEWIS, M.J.; MARSON, R.E. Comparison of Polar S810 and an ambulatory ECG system for RR interval measurement during progressive exercise. **International Journal of Sports Medicine**, n. 26, p.39-44, 2005.

KITNEY, R.I. *et al.* Heart rate variability in the assessment of autonomic diabetic neuropathy. **Automedica**, n. 4, p. 155-167, 1984.

KLEIGER, R. E.; MILLER, J. P.; BIGGER, J. T. jr.; MOSS, A. J. Decreased Heart Rate Variability and Its Association With Increased Mortality After Acute Myocardial Infarction. **Am.J Cardiol.**, n. 4, v. 59, p. 256-62, 1987.

KUO, T.B.J *et al.* Effects of aging on gender differences in neural control of heart rate. **Am J Physiol**, v.277, p.2233-9, 1999.

LANGEWITZ W.; RÜDDEL, H. Spectral analysis of heart rate variability under mental stress. **Journal of hypertension**. v. 7, n. 6, p. 32-33, 1989.

LAVITOLA, P.; Ciclo Cardíaco. In: SOCESP. **Manual de Cardiologia**. São Paulo: Atheneu, 2001.

LEVY, W.C. *et al.* Effect of endurance exercise training on heart rate variability at rest in healthy young and older men. **Am J Cardiol**, v.82, p. 1236-1241, 1998.

LOIMAALA, A. *et al.* Controlled 5-mo aerobic training improves heart rate but not heart rate variability or baroreflex sensitivity. **J Appl**

Physiol, v.89, p.1825-29, 2000

LONGO, A.; FERREIRA, D.; CORREIA, M.J. Variabilidade da frequência cardíaca. **Rev. Port. Cardiol.**, v.3, p.14, p. 241-262, 1995.

LOWN, B. Sudden Cardiac Death: the Major Challenge Confronting Contemporary Cardiology. **Am.J Cardiol.** v.2, n.43, p. 313-28 ,1979.

McARDLE, W.D.; KATCH, F.I.; KATCK, V.L. **Exercice Physiology**. 7. Ed. Baltimore: Lippincott Williams & Wilkins, 2010.

MALIK, M.; CAMM, A.J. Heart rate variability. **Clinical Cardiology**, v. 13, p. 570-76, 1990.

MALMIVUO, J.; PLONSEY, R. **Bioelectromagnetism - Principles and Applications of Bioelectric and Biomagnetic Fields**. Reading: Oxford University Press, 1995.

MARÃES, V.R.F.S. **Estudo da Variabilidade da Frequencia Cardíaca durante o exercício físico dinâmico em voluntários sadios**. 1999. Dissertação (Mestrado) - Instituto de Biologia, Universidade Estadual de Campinas, Campinas.

MONTANO, N. *et al.* Heart rate variability explored in the frequency domain: a tool to investigate the link between heart and behavior. **Neuroscience and bibehavioral Reviews**. v. 33, p. 71-80, 2009.

NAKAMURA, F.Y. *et al.* Alteração do limiar de variabilidade da frequência cardíaca após treinamento aeróbio de curto prazo. **Motriz (UNESP)**, Rio Claro, v.11, n.1, p.1-10, 2005.

NETTER, F.H. **Heart**. 7. Ed. Cincinnatti: The Hennegan Co., 1991.

PAGANI, M. *et al.* Spectral analysis of heart rate variability in the assessment of autonomic diabetic neuropathy. **Journal of Autonomic Nervous System**, n. 23, p. 143-153, 1988.

PASCHOAL, M.A. *et al.* Variabilidade da frequência cardíaca em diferentes faixas etárias. **Rev. Bras. de Fisioterapia**, São Carlos, v.10, n.4, p. 413-419, out/dez, 2006.

PIMENTEL, A.S. *et al.* Polar S810 como recurso alternativo ao

eletrocardiograma no teste de exercício de 4 segundos. **Arq. Bras. Cardiol.**, São Paulo, v. 94, n. 5, Maio 2010.

POCOCK, G.; RICHARDS, C.D. Système nerveux autonome. In: **Physiologie Humaine - Les Fondements de la Médecine**. Paris: Masson, 2004.

RADESPIEL-TROGER, M. *et al.* Agreement of two different methods for measurement of heart rate variability. **Clinical Autonomic Research**, v. 13, n.2, p. 99-102, Abril 2003.

REED, K. E. *et al.* Differences in heart rate variability between Asian and Caucasian children living in the same Canadian community. **Applied Physiology, Nutrition, and Metabolism**, v.31, p. 1-6, 2006.

REIS, A.F. *et al.* Disfunção parassimpática, variabilidade da frequência cardíaca e estimulação colinérgica após infarto agudo do miocárdio. **Arq. Bras. Cardiol.** v. 70, n.3, p. 193-199, 1998.

RIBEIRO, T.F. **Avaliação da modulação autonômica da atividade eferente do coração pela variabilidade da frequência cardíaca em mulheres sedentárias em repouso e em exercício físico**. 2001. Dissertação (Mestrado) - Centro de Ciências Biológicas, Universidade Federal de São Carlos, São Carlos.

SACKNOFF, D.M. *et al.* Effect of athletic training on heart rate variability. **American Heart Journal**, v.127, p. 1275-8, 1994.

SCHWARTZ, P. J.; STONE, H. L. The Role of the Autonomic Nervous System in Sudden Coronary Death. **Ann.N.Y.Acad.Sci.** v. 382, p.162-80, 1982.

SERVANT, D. *et al.* La variabilité cardiaque – un bon indicateur de la régulation des émotions. **Journal de thérapie comportementale et cognitive**, v.18, p.45-48, 2008.

SMITH, J.; KAMPINE, J.P. **Circulatory Physiology**. 3. Ed. Reading: Williams & Wilkins, 1990.

STEIN, P. K. *et al.* Heart Rate Variability: Measure of Cardiac Autonomic Tone. **Am.Heart J.**, v. 127, n.5, p. 1376-81, 1994.

STEIN, P.K. *et al.* Effect of exercise training on heart rate variability in healthy older adults. **American Heart Journal**, v. 138, n.3, p.567-76, 1999.

SZTAJZEL, J. *et al.* Effects of extreme endurance running on cardiac autonomic nervous modulations in healthy trained subjects. **American Journal of Cardiology**, v. 97, n.2, p.276-278, 2006.

TARVAINEN, M. *et al.* Kubios HRV — A Software for Advanced Heart Rate Variability Analysis, in: **4th European Conference of the International Federation for Medical and Biological Engineering**. Berlin: Springer Berlin Heidelberg, 2009.

TASK FORCE OF EUROPEAN SOCIETY OF CARDIOLOGY AND THE NORTH AMERICAN SOCIETY OF PACING AND ELECTROPHYSIOLOGY. Heart Rate Variability - Standards of Measurement, Physiological Interpretation, and Clinical Use. **Eur.Heart J.** n. 3, v. 17, p. 354-81,1996.

TEN HARKEL, A.D.J.; VAN LIESHOUT, J.J.; VAN LIESHOUT, E.J.; WIELING, W. Assessment of Cardiovascular Reflexes: Influence of Posture and Period of Preceding Rest. **J Appl. Physiol.** v. 68, p. 147-153, 1990.

THOMAS, J.; NELSON, J. **Métodos de pesquisa em atividade física e saúde**. 3ª ed. São Paulo: Artmed Editora, 2002.

TRAUTWEIN, W. Membrane currents in cardiac muscle fibers. **Physio. Rev.**, v. 53, n. 973,1973.

UMETANI, K. *et al.* Twenty-four hour time domain heart rate variability and heart rate: relations to age and gender over nine decades. **J Am Col of Cardiol**, v.3, p.593-601, 1998.

VANDERLEI, L.C.M. *et al.* Comparison of the Polar S810i monitor and ECG for the analysis of heart rate variability in the time and frequency domains. **Braz J Med Res**, Ribeirão Preto, v. 41, n. 10, Oct. 2008.

VANDERLEI, L.C.M. *et al.* Noções básicas de variabilidade da frequência cardíaca e sua aplicabilidade clínica. **Rev Bras Cirurgia Cardiovascular**, v. 24, n.2, Abril/Junho 2009.

WILLIAMSON, J.W. *et al.* Instantaneous heart rate increase with dynamic exercise: central command and muscle-heart reflex contributions. **The Am. Physiol. Society**, v. 78, n.4, p. 1273-79, 1995.

WILLMORE, J.H.; COSTILL, D.L. **Physiology of sport and exercise**. Champaign: Human Kinetics, 1994.

YAMAMOTO, K. *et al.* Effects of endurance training on resting and post-exercise cardiac autonomic control. **Med. Sci. Sports Exerc.**, v. 33, n.9, p. 1496-1502, 2001.

APÊNDICE A – TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA CATARINA
CENTRO DE DESPORTOS
DEPARTAMENTO DE EDUCAÇÃO FÍSICA

Termo de Consentimento Livre e Esclarecido, baseado na Resolução n. 196 de 10 de Outubro de 1996, Segundo o Conselho Nacional de Saúde.

Título do estudo: **EXPRESSÃO DA REGULAÇÃO AUTONOMICA CARDIACA DURANTE O REPOUSO E EM EVENTOS DE PEDESTRIANISMO**

Eu

aceito livremente participar do trabalho de conclusão de curso “**EXPRESSÃO DA REGULAÇÃO AUTONOMICA CARDIACA DURANTE O REPOUSO E EM EVENTOS DE PEDESTRIANISMO**”, sob responsabilidade do acadêmico bacharelando em Educação Física Cedric Jackson Piembeng Wamba e sob orientação do Professor Doutor Emílio Takase, docente do Departamento de Educação Física (DEF), da Universidade Federal de Santa Catarina (UFSC).

O estudo almeja observar, descrever e analisar o comportamento da modulação exercida no coração pelo sistema nervoso autônomo através das suas ramificações simpática e parassimpática em situação de repouso e durante corridas de rua a pé.

Participação: Ao concordar em participar, deverei estar à disposição para fornecer informações pessoais quanto ao meu histórico de prática de atividades físicas, além de aceitar me submeter ao uso de relógios cardio-frequencímetros para realizar o registro da atividade cardíaca.

Riscos: Estou ciente que o presente estudo não trará riscos à minha integridade física ou moral. A participação foi condicionada à garantia de que serão respeitadas as minhas limitações físicas.

Benefícios: Estou ciente de que as informações obtidas com esse estudo poderão ser úteis para pesquisas vindouras sobre tema semelhante, notadamente quanto à compreensão da magnitude da relação entre os sistemas nervoso e cardiovascular durante o exercício físico dinâmico.

Privacidade: Tenho a garantia de que a identificação dos participantes será mantida em sigilo, sendo que os resultados obtidos poderão ser divulgados em congressos e publicados em revistas científicas.

Minha participação é, portanto, voluntária, podendo desistir a qualquer momento do estudo, sem qualquer prejuízo para mim. Não irei receber qualquer valor em dinheiro e terei garantia de que todas as despesas necessárias para a realização da pesquisa não serão de minha responsabilidade. Para maiores informações, posso entrar em contato a qualquer momento com o acadêmico responsável pela condução da pesquisa através do email: blaqtoon@mail.com e do número de telefone 88 63 33 23.

Florianópolis, ____/____/____

O (a) participante. _____

APÊNDICE B - FICHA DE IDENTIFICAÇÃO DOS PARTICIPANTES

Ficha n.

DATA: ___ / ___ / ____

Nome:

Data de Nascimento: ___/___/___

Sexo:

Local de Nascimento: _____

Estado Civil:

Profissão atual:

Grau de Instrução: _____

Endereço: _____

Cidade:

Email:

Telefone:

Peso corporal (kg):

Estatura (em cm):

- 1) Possui convênio médico: sim () Qual ? _____ não
()
- 2) 1 – É fumante ? Sim () há quanto tempo ? Não ()
2- Ingere bebidas alcoólicas ? Sim () Há quanto tempo?
Frequencia/semana: Não ()
- 3- Faz algum tipo de dieta alimentar ? Sim () Há quanto tempo?
Qual ? Não ()
- 4- Há quanto tempo pratica corridas de rua a pé ?
Frequencia/semana:
5- Pratica outra atividade física além da corrida de rua a pé ? Sim ()
Frequencia/semana:
Não ()
- 6- Como considera seu sono ? Ótimo () Bom () Regular () Ruim () Péssimo
()
- 3) Possui alguma doença, síndrome, ou fator de risco relacionado à saúde
? Sim () Qual ? _____ Há quanto tempo foi
diagnosticada ?
- 4) Toma algum medicamento ? Sim () Qual ?
Há quanto tempo ?

ANEXO 1 – PÔSTER APRESENTADO

O conhecimento adquirido com este estudo contribuiu para a publicação de um pôster, denominado *EXPRESSÃO DA REGULAÇÃO AUTONOMICA CARDIACA DURANTE EVENTOS DE CORRIDAS DE RUA*.

WAMBA, C.J.; TAKASE, E. Expressão da regulação autonômica cardíaca durante eventos de corridas de rua. **Revista Eletrônica do Estudo do Movimento Humano KINEIN**, v. 4, n.6, Jun/Ago 2011.



UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA CATARINA
CENTRO DE DESPORTOS
XII SEMANA DA EDUCAÇÃO FÍSICA
Campus Universitário - Trindade - Florianópolis/SC - CEP 88040-900
Fone (048) 3721-9217 Fax (048) 3721-9927



CERTIFICADO

Certificamos que o trabalho *"Expressão da regulação autonômica cardíaca durante eventos de corridas de rua"* de autoria de **Cedric Jackson Wamba e Emilio Takase**, foi apresentado como pôster na *XII Semana da Educação Física*, realizada no Centro de Desportos da Universidade Federal de Santa Catarina, no período de 6 a 10 de junho de 2011.

Florianópolis, 10 de junho de 2011.


Jaison José Bássani
Presidente da Comissão Organizadora


Juarez Vieira do Nascimento
Diretor do Centro de Desportos