

**Universidade do Vale do Paraíba
Instituto de Pesquisa e Desenvolvimento**

RAFAEL PEREIRA DE PAULA

“Análise da variação da força explosiva de extensão de joelho e da atividade eletromiográfica do músculo quadríceps nos diferentes horários do dia”

São José dos Campos, SP

2007

RAFAEL PEREIRA DE PAULA

“Análise da variação da força explosiva de extensão de joelho e da atividade eletromiográfica do músculo quadríceps nos diferentes horários do dia”

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Bioengenharia, como complementação dos créditos necessários para obtenção do título de Mestre em Engenharia Biomédica.

Orientador: Prof. Dr. Rodrigo Alexis Lazo-Osorio.

Co-orientador: Prof. Alderico Rodrigues de Paula Jr.

São José dos Campos, SP

2007

P349

Pereira de Paula , Rafael

Análise da variação da força explosiva de extensão de joelho e da atividade eletromiográfica do músculo quadríceps nos diferentes horários do dia / Rafael Pereira de Paula. São José dos Campos: Univap, 2007.

1 Disco laser: il.; color.

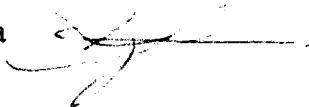
Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação Stricto Sensu em Bioengenharia do Instituto de Pesquisa e Desenvolvimento da Universidade do Vale do Paraíba.

1. Força explosiva, 2. Eletromiografia 3. Temperatura 4. Isométrico 5. Ciclo circadiano 6. Fisioterapia I. Lazo-Osorio, Rodrigo Alexis, Orient. II. Paula Jr., Alderico Rodrigues, Co-Orient. III Título

CDU: 615.8

Autorizo, exclusivamente para fins acadêmicos e científicos, a reprodução total ou parcial desta dissertação, por processos fotocopiadores ou transmissão eletrônica, desde que citada a fonte.

Aluno: Rafael Pereira de Paula



Data: 23 de Outubro de 2007

Observação: para fins de citação utilizar:

PEREIRA, Rafael . Análise da variação da força explosiva de extensão de joelho e da atividade eletromiográfica do músculo quadríceps nos diferentes horários do dia. 2007. 1 Disco Laser. Dissertação(Mestrado em Bioengenharia)-Instituto de Pesquisa e Desenvolvimento da Universidade do Vale do Paraíba, São José dos Campos, SP. 2007.

RAFAEL PEREIRA DE PAULA

**“ANÁLISE DA VARIAÇÃO DA FORÇA EXPLOSIVA DE EXTENSÃO DE
JOELHO E DA ATIVIDADE ELETROMIOGRÁFICA DO MÚSCULO
QUADRÍCEPS NOS DIFERENTES HORÁRIOS DO DIA”**

Dissertação aprovada como requisito parcial à obtenção do grau de Mestre em Bioengenharia, do Programa de Pós-Graduação em Bioengenharia, do Instituto de Pesquisa e Desenvolvimento da Universidade do Vale do Paraíba, São José dos Campos, SP, pela seguinte banca examinadora:

Prof. Dr. **ALDERICO RODRIGUES DE PAULA JR.** (UNIVAP)

Prof. Dr. **RODRIGO A. LAZO OSORIO** (UNIVAP)

Prof. Dr. **CARLOS ROBERTO R. DOUGLAS** (METODISTA)

Prof. Dr. Marcos Tadeu Tavares Pacheco

Diretor do IP&D – UniVap

São José dos Campos, 29 de novembro de 2007.

DEDICATÓRIA

Aos meus pais, José Luiz e Rosângela pai e mãe, amor verdadeiro, amor eterno.

Aos meus irmãos, Luiz Felipe e Gustavo, e à Lud, por entenderem minha ausência e me ajudarem a crescer, mesmo nas críticas.

Aos grandes amigos e companheiros, cujo apoio foi fundamental nesta jornada científica, Luciano Rossi, Felipe Sampaio-Jorge, Luciano Garcia, Marco Machado.

E a todos aqueles que de alguma forma possam se beneficiar deste trabalho.

AGRADECIMENTOS

Agradeço a todos os Professores do curso, que não mediram esforços para transmitir o saber, principalmente aos orientadores: Professor Rodrigo Ososrio, Professor Alderico de Paula e ao Professor Roosevelt da Silva.

À Rúbia Gravito de Carvalho Gomes, pela dedicação e paciência na normalização desse trabalho e à Dona Ivone P. Vilela Monteiro pela paciência que lhe é peculiar em todos os momentos.

Agradeço a todos os participantes do experimento, sem estes o trabalho não seria viável.

À Deus, por me abençoar em todos os momentos, me dar força e sabedoria para superar todos os obstáculos e chegar até aqui.

“O que vale a pena ser feito vale a pena ser bem feito”.

(Nicolas Poussin)

ANÁLISE DA VARIAÇÃO DA FORÇA EXPLOSIVA DE EXTENSÃO DE JOELHO E DA ATIVIDADE ELETROMIOGRÁFICA DO MÚSCULO QUADRÍCEPS NOS DIFERENTES HORÁRIOS DO DIA

Resumo

É descrito na literatura que o desempenho muscular varia de acordo com o momento do dia, estando este fato relacionado a variações fisiológicas que ocorrem constantemente nas 24 horas completas. Estudos recentes têm demonstrado que a performance física sofre variação durante o dia, no entanto, pouco se sabe a respeito da capacidade de produção de força explosiva nos diferentes horários do dia. Esta pesquisa objetivou comparar a capacidade de produção de força explosiva e a atividade eletromiográfica do músculo quadríceps femoral em três horários distintos do dia. Metodologia: 30 indivíduos do gênero masculino, sem histórico de lesões osteomioarticulares recente, participaram do experimento, sendo realizadas 3 coletas da força isométrica voluntária máxima e do sinal mioelétrico dos músculos rectus femoris e vastus lateralis do quadríceps femoral durante 6 segundos de extensão de joelho a 70° de flexão de joelho, nos horários de 07:30-09:30, 13:30-15:30 e 19:30-21:30h, em 3 dias não consecutivos e divididos de forma randômica para cada indivíduo. Resultados: A temperatura corporal no turno da manhã apresentou-se menor que na tarde e noite ($p < 0,05$), já a força explosiva, avaliada através do impulso contrátil e RFD foram maiores na noite em relação à manhã ($p < 0,05$), sem diferenças na frequência mediana do sinal EMG ($p > 0,05$). Conclusão: Conclui-se que a capacidade de produzir força explosiva varia nos diferentes horários do dia, sem a variação no recrutamento muscular, indicando assim que fatores periféricos, ou não neurais possam ser os responsáveis por esta variação.

Palavras-chave: Força explosiva; Eletromiografia; Temperatura; Isométrico; Ciclo circadiano.

ANALYSIS OF THE VARIATION IN THE EXPLOSIVE FORCE OF KNEE EXTENSION AND ELECTROMYOGRAPHIC ACTIVITY OF QUADRICEPS MUSCLE IN THE DIFFERENT TIME-OF-DAY

Abstract

It is described in the literature that the muscular action varies in agreement with the moment of the day. This fact is related to physiologic variations that constantly happen in the 24 complete hours. Recent studies have demonstrated that the physical performance suffers variation during the day, however, little is known regarding the capacity of explosive force production in the different periods of the day. This research aimed to compare the capacity of explosive force production and the electromyographic activity of the quadriceps femoris muscle in three different periods of the day. Methodology: 30 healthy male individuals were selected for the study, they participated in the experiment in which were realized 3 collections of the maximum voluntary isometric force and of the mioelectric sign of the rectus femoris and vastus lateralis muscles of the quadriceps femoris during 6 seconds of knee extension on 70° of knee flexing, in the periods of 07:30-09:30am, 01:30 – 03:30pm and 07:30-09:30pm, the measurement were made in three no consecutive days and were randomly divided for each individual. Results: The corporal temperature in the shift of the morning came smaller than in the afternoon and night ($p < 0.05$), in concern the explosive force, it appraised through the contractile pulse and RFD out higher in the night in relation to the morning ($p < 0.05$), with no differences in the medium frequency of the sign EMG ($p > 0.05$). Conclusion: It could be observed that the capacity to produce explosive force varies in the different periods of the day, without the variation in the muscular recruitment, indicating that outlying factors or no neural can be the responsible for this variation.

Keywords: Explosive strength; Electromyography; Temperature; Isometric; Circadian rhythm.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Núcleo Supraquiasmático.....	6
Figura 2 – Sincronização do ciclo	7
Figura 3- Formação embrionária das células musculares.....	10
Figura 4 – Organização dos túbulos T e do retículo sarcoplasmático formando tríades	11
Figura 5 – Organização dos sarcômeros	12
Figura 6 – Junção neuromuscular	13
Figura 7 – Interação do íon cálcio com o complexo troponina-tropomiosina.	14
Figura 8 – Componentes da unidade motora	15
Figura 9 – Esquema demonstrando todo o procedimento de análise eletromiográfica: coleta, filtragem, processamento dos dados.	21
Figura 10 - Eletrodos de superfície ativos	22
Figura 11 - Posicionamento ideal do eletrodo.	23
Figura 12 – O sinal eletromiográfico	24
Figura 13 – Apresentação do espectro de potência através da aplicação da FFT e identificação da Frequência mediana.	28
Figura 14 - Transdutor de força.	31
Figura 15 - Cadeira extensora adaptada com tiras de estabilização torácica e abdominal.	31
Figura 16 - Transdutor de força acoplado na cadeira extensora adaptada.....	32
Figura 17 - Método de colocação do eletrodo dos músculos rectus femoris e vastus lateralis através de referência anatômica.....	33
Figura 18 - Eletrodos acoplados nos músculos rectus femoris e vastus lateralis e a utilização da caneta dermográfica para a marcação exata do local dos eletrodos.....	34
Figura 19 - Organização das coletas (intervalo de 48 horas entre as coletas).	35
Figura 20 – Exemplo de medida da área sob a curva momento/tempo dada em N.m.s	36

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Características dos tipos de contração muscular de acordo com velocidade, resistência e movimento articular.	17
Tabela 2- Características dos sujeitos. Média \pm erro padrão da idade e das características antropométricas.....	29
Tabela 3- Força, Pico de força, tempo onde se identificou a maior deflexão da curva momento/tempo e a força exercida neste mesmo momento (média \pm erro padrão).....	40

LISTA DE GRÁFICO

Gráfico 1 - Média da curva momento/tempo (n=30) obtida nos períodos de manhã, tarde e noite.	36
Gráfico 2 - Variação da temperatura corporal (Média ± Erro Padrão). *Diferença significativa na manhã quando comparado com tarde e noite (p<0,05).	38
Gráfico 3 – Impulso contrátil (média ± EP) nos períodos de manhã, tarde e noite. Impulso contrátil, obtido através do cálculo da área sob a curva força/tempo nos intervalos de 0-30, 0-50, 0-100 e 0-200ms. (*) Diferença entre manhã e noite (p<0,05).	39
Gráfico 4 - Nível de desenvolvimento de força (média ± EP) nos períodos de manhã, tarde e noite nos intervalos de 0-30, 0-50, 0-100 e 0-200ms. (*) Diferença entre manhã e noite (p<0,05).	40
Gráfico 5 - Inclinação da curva força tempo obtida através da razão força/tempo no momento de maior deflexão da curva momento/tempo.....	41
Gráfico 6 - Frequência mediana (média±EP) dos músculos vastus lateralis (A) e rectus femoris (B).	41

LISTA DE ABREVIATURAS

ATP – Adenosina trifosfato

CIVM – Contração isométrica voluntária máxima

EMG – Eletromiografia

FFT – Transformada rápida de Fourier

FM – Frequência mediana

IMC – Índice de massa corporal

Kgf – Quilograma-força

MCT – Massa corporal total

ms – Milésimo de segundo

N.m.s – Newton por metro por segundo

PDS – Power Density Spectrum

pH – Potencial hidrogeniônico

Pi – Fosfato inorgânico

RF – Rectus femoris

RFD – Rate force development (nível de desenvolvimento de força)

RMS – Raiz quadrática da média

RRMC – Relação de rejeição do modo comum

VL – Vastus lateralis

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	1
1.1 JUSTIFICATIVA	2
1.2 OBJETIVO	2
1.2.1 OBJETIVO GERAL.....	2
1.2.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS	2
2 REVISÃO DA LITERATURA	4
2.1 VARIAÇÕES FISIOLÓGICAS CIRCADIANAS: ASPECTOS ANATÔMICOS E FISIOLÓGICOS	4
2.1.1 O RELÓGIO BIOLÓGICO.....	4
2.2 MORFOFISIOLOGIA MUSCULAR: ASPECTOS HISTOLÓGICOS E MOLECULARES	8
2.3 A CONTRAÇÃO MUSCULAR.....	13
2.4 UNIDADES MOTORAS E O COMANDO DA CONTRAÇÃO MUSCULAR.....	14
2.5 TIPOS DE CONTRAÇÃO MUSCULAR.....	16
2.6 FORÇA MUSCULAR.....	17
2.7 FATORES QUE MODIFICAM A CAPACIDADE DE GERAR FORÇA MUSCULAR.....	18
2.8 ELETROMIOGRAFIA: ASPECTOS HISTÓRICOS E APLICABILIDADE.....	19
2.8.1 ELETRODOS DE SUPERFÍCIE	21
2.8.2 O SINAL ELETROMIOGRÁFICO	23
2.8.3 AMPLIFICAÇÃO DIFERENCIAL E REJEIÇÃO DO MODO COMUM	25
2.8.4 FATORES QUE AFETAM O SINAL ELETROMIOGRÁFICO.....	26
2.8.5 ANÁLISE DO SINAL EMG NO DOMÍNIO DA FREQUÊNCIA: ANÁLISE ESPECTRAL.....	27
3 MATERIAL E MÉTODOS	29
3.1 AMOSTRA	29
3.1.1 CRITÉRIOS DE SELEÇÃO	29
3.2 LOCAL DA PESQUISA	30
3.3 INSTRUMENTOS	30
3.4 PROCEDIMENTOS	32
3.5 COLETA DOS DADOS	34
3.6 ANÁLISE DOS DADOS	35
3.7 ANÁLISE ESTATÍSTICA	37
3.8 APRESENTAÇÃO DOS RESULTADOS.....	37
4 RESULTADOS	38
5 DISCUSSÃO	42
6 CONCLUSÃO	47
REFERÊNCIAS	48
ANEXO A: COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA	55
ANEXO B: TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO	56
ANEXO C: FUNÇÃO APLICADA PARA IDENTIFICAÇÃO DA FREQUÊNCIA MEDIANA A PARTIR DA FFT	58

1 INTRODUÇÃO

A capacidade de gerar força em um curto espaço de tempo representa uma capacidade física denominada força explosiva, a qual é uma importante variável em situações esportivas, como artes marciais, futebol, vôlei, beisebol¹, e também para evitar quedas em idosos². Movimentos rápidos e que demandam produção do máximo de força possível podem envolver tempo de 50-200ms³. Diversas metodologias são empregadas para a mensuração da capacidade de produção de força neste intervalo de até 200ms, sendo a análise do impulso contrátil e do nível de desenvolvimento de força (RFD), representados pelo cálculo da área sob a curva de força e a integração momento/tempo da curva de força respectivamente, nos primeiros 200ms de uma contração isométrica, formas de se estudar a capacidade de gerar força explosiva^{3,4}.

Mudanças cíclicas ocorrem nos diversos sistemas orgânicos durante um período de 24 horas completo, controladas por estruturas encefálicas, localizadas principalmente no diencéfalo, sendo este ciclo de mudanças denominadas de ciclo circadiano⁵. Recentemente tem crescido o interesse por se compreender como estes eventos ocorrem e são regulados e ainda, se estas mudanças podem influenciar de modo significativo a performance física^{6, 7}.

Sabe-se que a realização de exercícios pode influenciar o ritmo biológico e que respostas fisiológicas diferentes são observadas após realização de exercícios em diferentes horários do dia⁸.

Por outro lado, postula-se que o ciclo circadiano possa influenciar o desempenho físico, devido às modificações cíclicas na secreção hormonal e na temperatura corporal, no entanto, resultados contraditórios são encontrados em relação ao desempenho muscular nos diferentes horários do dia^{9, 10, 11}.

Estudos envolvendo análise da performance física em atividades aeróbicas, e de resistência têm sido encontradas na literatura^{12, 13,14}, também a variação da força muscular, pico de torque e a relação força ativação eletromiográfica tem sido citada^{9, 10, 14, 15, 16}, não sendo encontrados estudos relacionando a força explosiva e possíveis variações desta em diferentes horários do dia.

A influência da performance muscular nos diferentes horários do dia ganha relevância quando se constata que recordes mundiais em diversas atividades esportivas são usualmente quebrados no início da noite (early evening), coincidindo com os picos de temperatura corporal^{15, 17}. Desta forma, este trabalho objetivou analisar se existe variação na capacidade

de produção de força muscular explosiva através do impulso contrátil e do nível de desenvolvimento de força e ainda se existe variação na taxa de recrutamento muscular em três momentos distintos do dia.

1.1 JUSTIFICATIVA

A exigência de resultados cada vez melhores na performance atlética, principalmente nos esportes de alto nível, têm levado a um grande número de pesquisas que buscam compreender a influência de variáveis como o método de treinamento, nutrição, hidratação, temperatura do ambiente, entre outras variáveis, no desempenho dos atletas.

Neste contexto, o entendimento da influência de variáveis relacionadas ao horário do dia em que se dão os treinamentos e competições têm ganhado força, uma vez que, existe certa predileção à quebra de recordes em horários específicos do dia^{15, 17}.

Pesquisas anteriores já demonstraram a influência do horário do dia na performance física aeróbica e na capacidade de gerar força muscular, no entanto, não foi encontrado na literatura, até o momento, nenhum relato de análise da capacidade de produção de força explosiva.

1.2 OBJETIVO

1.2.1 OBJETIVO GERAL

Avaliar a capacidade de produção de força isométrica de extensão de joelho e a atividade eletromiográfica dos músculos rectus femoris e vastus lateralis nos diferentes horários do dia.

1.2.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

1. Avaliar a influência dos diferentes horários do dia na capacidade de desenvolvimento de força explosiva, manifestada nos primeiros 200 ms de contração muscular, através de análise do impulso contrátil e do nível de desenvolvimento de força.

2. Avaliar a influência dos diferentes horários do dia na capacidade de recrutamento muscular através da análise espectral do sinal eletromiográfico dos músculos rectus femoris e vastus lateralis.

2 REVISÃO DA LITERATURA

2.1 VARIAÇÕES FISIOLÓGICAS CIRCADIANAS: ASPECTOS ANATÔMICOS E FISIOLÓGICOS

Mudanças cíclicas ocorrem nos diversos sistemas orgânicos durante um período de 24 horas completo, estes ajustes fisiológicos são denominados de ciclos biológicos e são universais, ou seja, todos os seres vivos apresentam^{18, 19}.

Os primeiros apontamentos sobre a possibilidade da existência de fenômenos cíclicos e com duração de cerca de um dia surgiram com o físico francês Jean-Jacques de Mairan (1678-1771), o qual observou que as folhas da planta sensitiva (*Mimosa pudica*) se fechavam sempre no período da tarde, levando este pesquisador a estudar a regularidade do fenômeno¹⁹.

Inicialmente Mairan colocou a planta em um ambiente de total escuridão e constatou que o ciclo se mantinha mesmo na ausência de luz, sendo postulada a existência de um relógio biológico¹⁹.

Os avanços tecnológicos permitiram o desenvolvimento de metodologias que esclarecessem melhor os fenômenos cíclicos dos sistemas orgânicos. A mosca-das-frutas (*Drosophila sp.*), um invertebrado alvo de maciças pesquisas genéticas já possui “genes-relógios” identificados, viabilizando o entendimento das oscilações cíclicas em seu comportamento^{18, 19}. Nos vertebrados, onde o sistema nervoso apresenta-se centralizado, já se tem indícios de quais estruturas governam os fenômenos cíclicos, sendo que, grupos de neurônios encefálicos parecem ser os responsáveis por tal ritmicidade.

2.1.1 O RELÓGIO BIOLÓGICO

Muito já se conhece a respeito do relógio biológico dos mamíferos, sendo o diencéfalo o local onde se encontra o principal grupo de neurônios que controlam as oscilações fisiológicas dependentes dos horários do dia. O núcleo supraquiasmático, localizado no hipotálamo, logo acima do quiasma óptico, é indicado como o principal marca-passo que sincroniza o ciclo circadiano^{5, 20}.

No núcleo supraquiasmático são encontrados neurônios que apresentam “oscilação natural”, tendo seu potencial de repouso oscilante de forma cíclica, independentemente dos

estímulos recebidos, o que difere de outros neurônios, que apresentam potencial de repouso constante, variando apenas de modo circunstancial^{18, 19, 20}.

Cobaias de laboratório que são submetidas a procedimentos cirúrgicos para remoção do núcleo supraquiasmático apresentam perda da sincronização de suas atividades motoras, sendo seu padrão de locomoção totalmente aleatório após o procedimento, o que coincidia com o fotoperíodo¹ nas 24 horas estudadas. Outras funções, além da ritmicidade, também foram estudadas, obtendo-se o mesmo resultado do comportamento motor¹⁹.

O experimento anteriormente citado leva à constatação de que o núcleo supraquiasmático confere periodicidade às funções orgânicas, mas não participa delas, funcionando como um regente de uma orquestra. Outro questionamento que surge, reside na relação entre o fotoperíodo e a ritmicidade das funções orquestradas pelo núcleo supraquiasmático, levando à necessidade de conhecimento das relações neuroanatômicas e neurofisiológicas deste núcleo.

A aferência visual parece ser a principal fonte de informações para o núcleo supraquiasmático, sendo o feixe retino-hipotalâmico (Figura 1) o responsável pela aferência visual a este núcleo. O feixe retino-hipotalâmico corresponde a um pequeno feixe de axônios originados do nervo óptico, o qual existe em número par, tendo origem na retina e sofrendo um cruzamento diante do diencéfalo, local denominado de quiasma óptico, sendo a partir daí chamado de trato óptico. O trato óptico leva informações visuais para o córtex visual, para identificação do ambiente (formas, cores, distância etc.), já o feixe retino-hipotalâmico faz sinapse com os neurônios do núcleo supraquiasmático, ativando-o sempre que há estímulo luminoso.

¹ Período onde se observa presença de luz natural em uma análise de 24 horas contínuas.

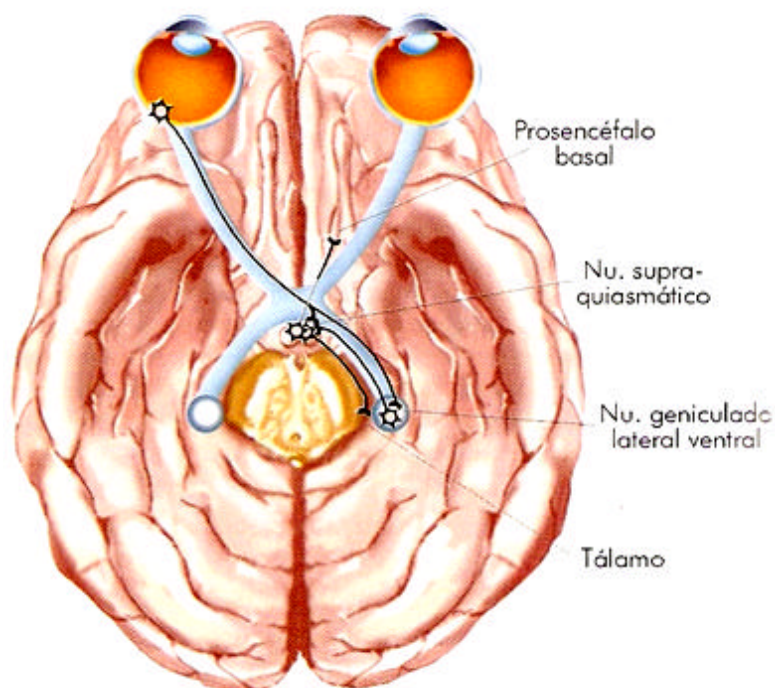


Figura 1 – Núcleo Supraquiasmático.

Fonte: Lent (2004)

O conhecimento das relações neuroanatômicas e neurofisiológicas permitiram o desenvolvimento de métodos científicos visando analisar a hipótese de uma regulação do ciclo circadiano exclusivamente através do estímulo luminoso, sendo realizados procedimentos com lesões cirúrgicas em diferentes níveis da via óptica (nervo óptico, feixe retino-hipotalâmico e trato óptico). Lesões no nervo óptico, o que preserva o feixe retino-hipotalâmico, levam os animais à perda visual, porém o mesmo permanece com ritmicidade de locomoção. Quando os animais eram submetidos a lesão seletiva do feixe retino-hipotalâmico, estes permaneciam com a visão intacta, porém o centro temporizador fica incapaz de receber estímulos visuais, levando a um ciclo de atividade repouso mais longo que os animais sem lesão, indicando que o estímulo luminoso é o principal fator de regulação e ajuste do ciclo circadiano (Figura 2). Outros estímulos também podem influenciar o ciclo circadiano, podendo os estímulos sonoros e a temperatura ambiente contribuir para a regulação deste ciclo^{5, 18, 19}.

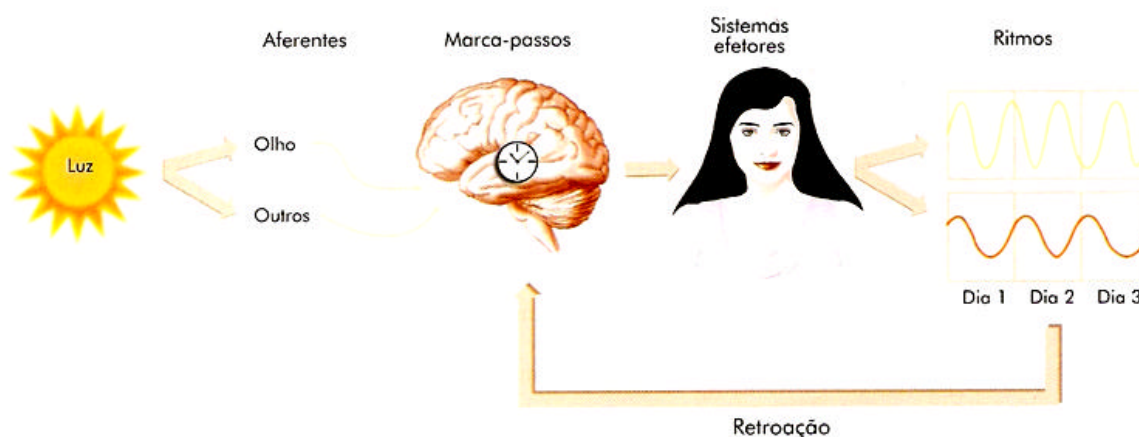


Figura 2 – Sincronização do ciclo
Fonte: Lent (2004)

O relógio biológico hipotalâmico controla as variações cíclicas em diversos sistemas orgânicos, sendo a influência sobre o sistema endócrino uma das mais estudadas²¹. A variação cíclica da concentração sérica de glicocorticóides é bastante conhecida, sendo observada uma elevação algumas horas antes do despertar, mantendo-se elevada nas primeiras horas do dia e com posterior declínio até o término do dia^{21,22}.

Os glicocorticóides são hormônios que influenciam diversos sistemas e se caracterizam pelo controle da concentração sérica de glicose, o que modifica o metabolismo celular. A ação hiperglicemiante deste hormônio, mediada pelo aumento da glicogenólise e diminuição do transporte celular de glicose, acarreta um efeito catabólico em diversos tecidos, inclusive o muscular^{22,23}.

A muito se conhece o efeito catabólico dos glicocorticóides em nível muscular, o que acarreta aumento da disponibilidade plasmática de aminoácidos, viabilizando a neoglicogênese hepática²¹. Goldberg (1969) demonstrou a influência dos glicocorticóides sobre o turnover protéico em músculos desnervados de ratos. Resultados semelhantes aos anteriormente citados foram obtidos por Shah, Kimball & Jefferson (2000) e MA et al (2003), afirmando o efeito catabólico a nível muscular.

O transporte de glicose no tecido muscular também parece ser modificado pelos glicocorticóides, no entanto, os mecanismos envolvidos neste evento ainda não estão totalmente estabelecidos²⁸.

Um mecanismo proposto é o desenvolvimento da resistência à ação da insulina. Haber & Weinstein (1992) demonstraram diminuição do transporte de glicose sem diminuição da síntese de transportadores de glicose (GLUT4) nas células musculares tratadas com dexametasona, um glicocorticóide sintético. Os mesmos autores, em estudo posterior,

demonstraram que os glicocorticóides aumentam a resistência ao transporte de glicose, ao influenciar nos mecanismos de sinalização da insulina, um importante hormônio envolvido no transporte celular da glicose.

Singleton, Baker e Thorburn (2000) postulam que a diminuição no transporte de glicose muscular se dá por mecanismos variados, sendo identificado em seu estudo que os glicocorticóides inibem a ação do IGF (insulin-like growth factor), um importante hormônio anabólico e que facilita o transporte de glicose ao nível muscular.

A menor disponibilidade de glicose a nível muscular, independente dos mecanismos envolvidos neste evento, podem influenciar a performance muscular, principalmente o desempenho de atividades que envolvem produção de grandes níveis força em curtos espaços de tempo, onde vias metabólicas, como a via glicolítica são de fundamental importância²².

A muito se estuda como ocorrem os eventos sob influência do ciclo circadiano e como são regulados, no entanto, o interesse por se estudar se estas mudanças fisiológicas podem influenciar de modo significativo a performance física é recente^{6, 7}.

Sabe-se que a realização de exercícios pode influenciar o ritmo biológico e que respostas fisiológicas diferentes são observadas após realização de exercícios em diferentes horários do dia⁸. Estudos indicam que o ciclo circadiano possa influenciar o desempenho físico, devido às modificações cíclicas na secreção hormonal e na temperatura corporal, no entanto, resultados contraditórios são encontrados em relação ao desempenho muscular nos diferentes horários do dia^{9, 10}.

Estudos envolvendo análise da performance física em atividades aeróbicas, e de resistência são amplamente encontradas na literatura^{12, 13, 29}, no entanto, a variação da força muscular e na atividade eletromiográfica tem sido pouco citada^{9, 10}.

2.2 MORFOFISIOLOGIA MUSCULAR: ASPECTOS HISTOLÓGICOS E MOLECULARES

No corpo humano são encontrados três tipos de tecido muscular: esquelético, cardíaco e liso. Embora esses três tipos de tecido muscular tenham algumas propriedades em comum, eles diferem em sua anatomia microscópica, localização e controle e função.

O tecido músculo-esquelético representa cerca de 40-45% da massa corporal total, sendo responsável pelo movimento articular, manutenção da postura, respiração, manutenção da

homeostase térmica entre outras funções³⁰. O músculo cardíaco é encontrado no coração, contraindo de forma rítmica, sendo responsável por gerar fluxo sanguíneo, já o músculo liso encontra-se revestindo a parede de vísceras ocas, nos folículos pilosos e na íris, sendo de contração involuntária³¹.

Independente do tipo de músculo, todos realizam um evento denominado de contração muscular, a qual se caracteriza por um encurtamento da fibra muscular desencadeado por uma interação entre proteínas que integram o citoesqueleto deste tipo celular.

Cada músculo esquelético é uma estrutura distinta, formado por centenas a milhares de células com distribuição paralela, chamadas fibras, devido a seu formato alongado. Durante o desenvolvimento embrionário, cada fibra muscular esquelética se origina da fusão de uma centena ou mais, de pequenas células mesodérmicas, chamadas mioblastos. Por conseguinte, cada célula muscular esquelética madura pode ter mais de cem núcleos de localização periférica e atingir até 30 cm em sentido longitudinal e cerca de 100 Micrômetros de diâmetro. Alguns mioblastos persistem após o desenvolvimento embrionário na lâmina basal dos músculos esqueléticos, sendo denominadas células satélites, as quais conservam a capacidade de se fundir entre si ou com fibras lesadas, para regenerar fibras musculares danificadas³⁰ (figura 3).

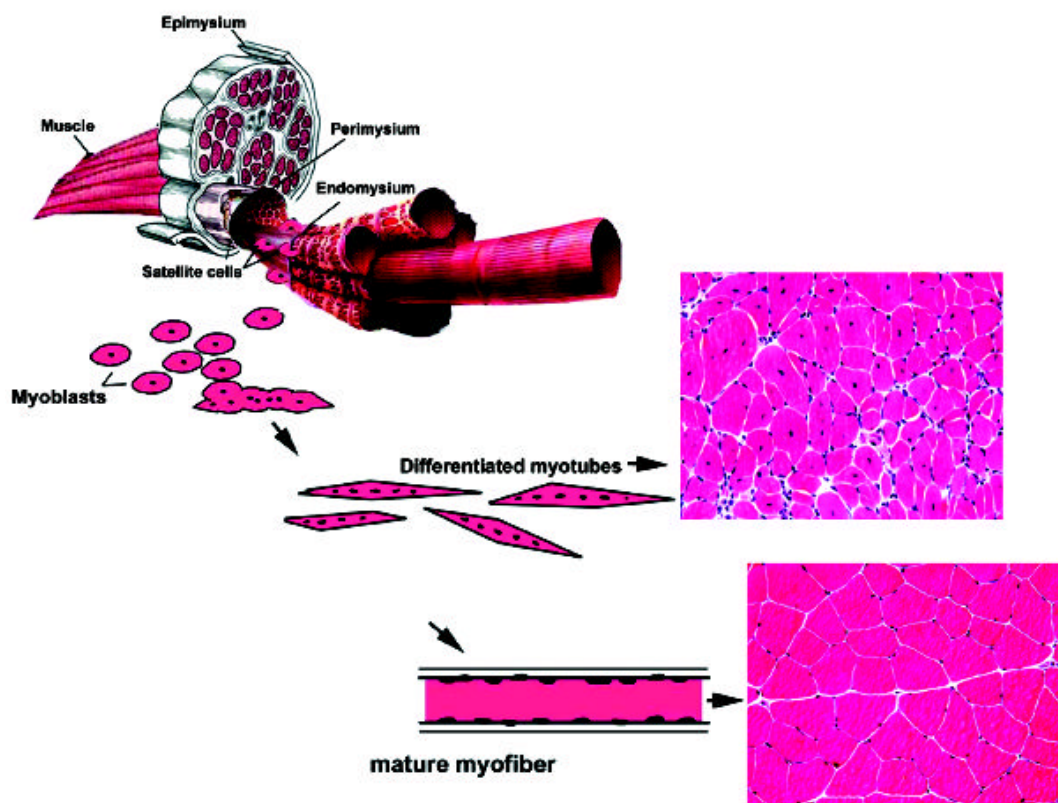


Figura 3- Formação embrionária das células musculares.

Fonte: HUARD et al (2002)

Existem camadas de tecido conjuntivo denso não modelado e tecido conjuntivo frouxo, denominadas de epimísio, perimísio e endomísio, que revestem as fibras musculares individualmente (endomísio), feixes de 10 a 100 ou mais fibras musculares individuais, separando-as em feixes, chamados fascículos (perimísio) e todo o músculo (epimísio), proporcionando a entrada de vasos sanguíneos e nervos no músculo (Figura 3).

A célula muscular esquelética, assim como outras células possui organelas, as quais são responsáveis por manter a homeostase celular. No entanto, nas fibras musculares esqueléticas algumas destas organelas são adaptadas, de modo a proporcionar a capacidade de contração. As adaptações são observadas desde a membrana plasmática, também denominada sarcolema, a qual possui invaginações em direção ao citoplasma em sentido transversal ao comprimento da fibra, constituindo os chamados Túbulos Transversos (túbulos T)³².

Os túbulos T se encontram justapostos ao retículo endoplasmático, que no tecido muscular é referenciado como retículo sarcoplasmático, já que esta organela tem distribuição extensa por toda a da fibra muscular, com regiões dilatadas, próximas aos túbulos T, chamadas cisternas terminais. A interdigitação entre a membrana do túbulo T e a membrana do retículo sarcoplasmático constitui regiões chamadas tríades (Figura 4). O retículo

sarcoplasmático tem grande importância por representar um reservatório de Cálcio (Ca^{++}), devido à presença da proteína calsequestrina no interior desta organela, o que é de fundamental importância para a contração muscular como será abordado posteriormente²³.

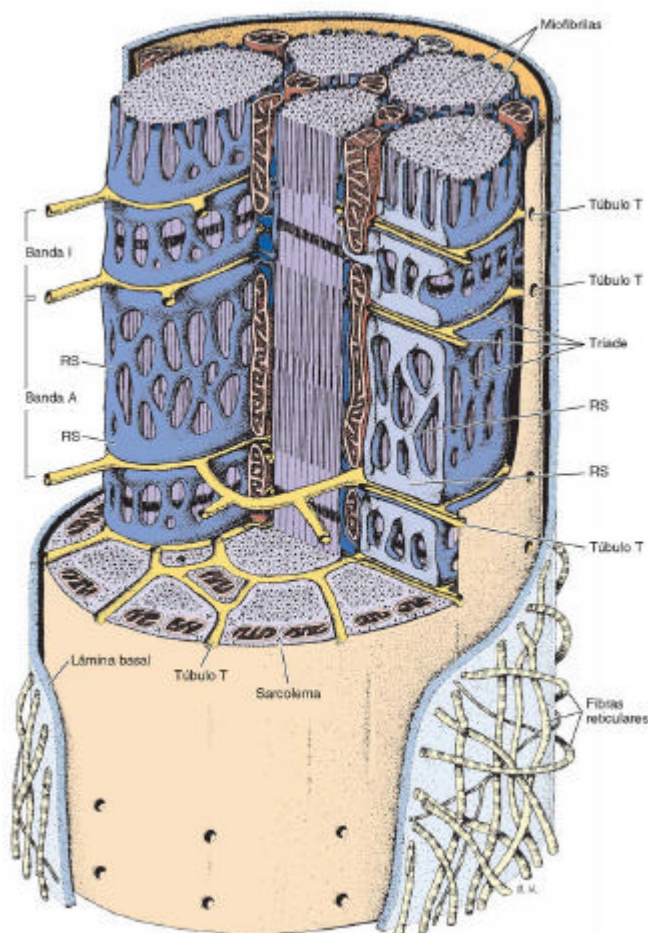


Figura 4 – Organização dos túbulos T e do retículo sarcoplasmático formando triádes
Fonte: Junqueira & Carneiro (2004)

Outra característica, talvez a mais marcante no tecido muscular é a configuração de seu citoesqueleto de modo a formar sarcômeros (do grego Sarkos - carne), os quais são responsáveis pelo encurtamento do músculo durante a contração muscular. Os sarcômeros representam a unidade funcional do tecido musculoesquelético, sendo também responsáveis pelo aspecto estriado deste tecido. Em microscopia eletrônica observa-se a presença de linhas escuras em intervalos de 2 a 3 micrômetros, estas linhas são denominadas Linhas ou Discos Z e limitam o sarcômero. Entre as linhas Z encontram-se proteínas organizadas de modo a se interdigitarem, sendo as proteínas actina e miosina as mais abundantes no sarcômero, a primeira fixa-se às linhas Z e constituem os chamados filamentos finos, já a miosina forma os chamados filamentos grossos e fixa-se na linha M, a qual se encontra no centro do sarcômero

quando o músculo está em repouso. A distribuição destas proteínas no sarcômero proporciona faixas claras e escuras, denominadas bandas I (faixas claras) e bandas A (faixas escuras). Além da actina e da miosina, outras proteínas são encontradas nos sarcômeros, como as proteínas troponina, tropomiosina, titina, nebulina, miomesmina, desmina, distrofina entre outras, realizando funções que vão desde regular o processo de contração até manter a estrutura sarcomeral estável^{32, 33} (Figura 5).

A disposição dos sarcômeros em série proporciona com que estes formem grandes fileiras, de modo que, o número de sarcômeros em série tem relação direta com o comprimento do músculo. Várias fileiras de sarcômeros são observadas nos músculos esqueléticos, sendo então denominados sarcômeros em paralelo, existindo uma relação direta entre o número de sarcômeros em paralelo e o diâmetro da fibra muscular. A união entre os sarcômeros em paralelo é feita por uma proteína denominada desmina e a união entre os sarcômeros e o sarcolema é feita por uma interação da proteína distrofina e glicoproteínas localizadas no sarcolema, permitindo que o encurtamento dos sarcômeros durante a contração seja transmitido ao sarcolema, proporcionando também o encurtamento deste.

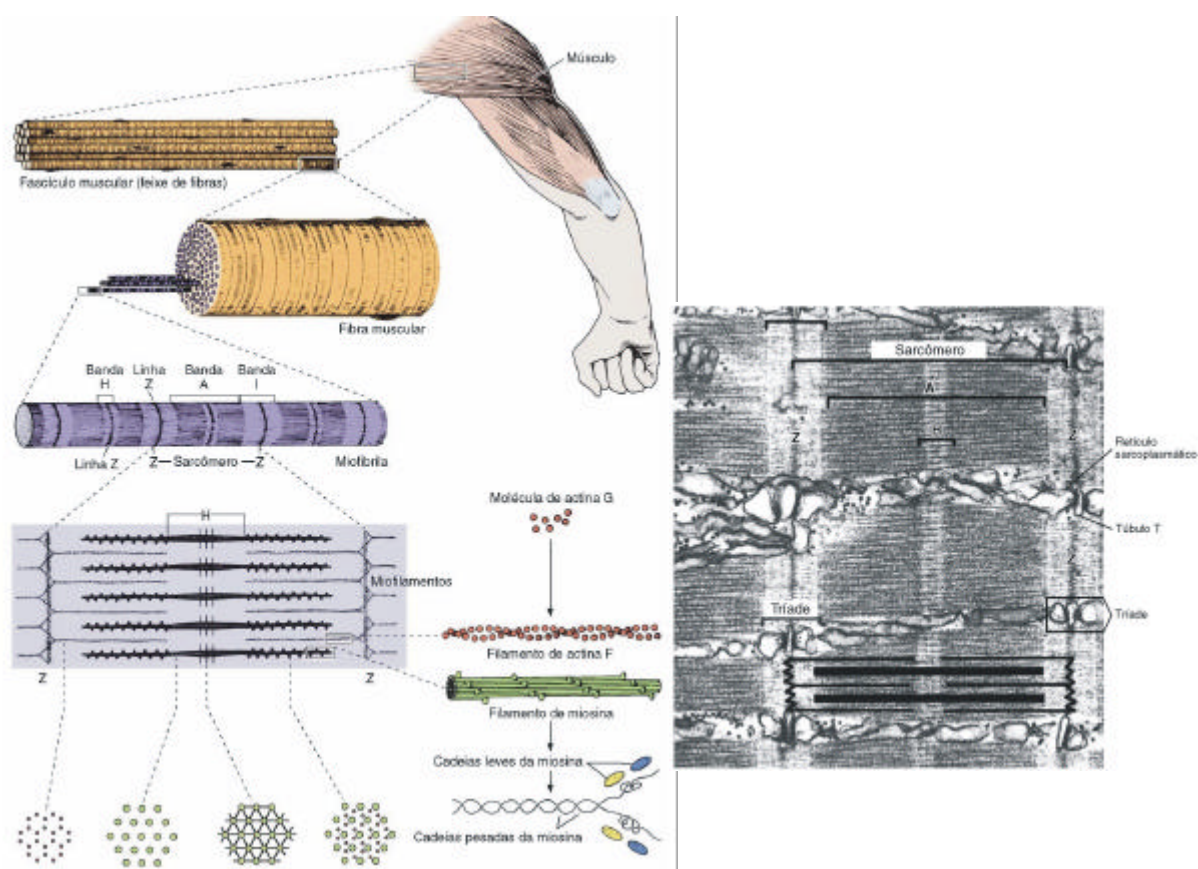


Figura 5 – Organização dos sarcômeros
Fonte: Adaptado de Junqueira & Carneiro (2004)

2.3 A CONTRAÇÃO MUSCULAR

A contração muscular consiste em um evento no qual células especializadas, as fibras musculares, realizam um encurtamento reversível mediante a transformação de energia química, advinda da hidrólise de ATP, em trabalho mecânico. Tal evento pode ser dividido em duas etapas chamadas respectivamente de “Acoplamento excitação-contração” e “Teoria dos filamentos deslizantes”³³.

Para que haja contração muscular, em circunstâncias fisiológicas, é necessário que um neurônio motor², localizado na região anterior da medula espinhal, despolarize liberando sobre a fibra muscular, inervada por esta, o neurotransmissor denominado acetilcolina na junção entre o botão terminal do axônio e o sarcolema (junção neuromuscular). A ativação de receptores de acetilcolina leva à abertura de um canal iônico neste receptor, havendo então a entrada de íons sódio e conseqüente despolarização do sarcolema (Figura 6).

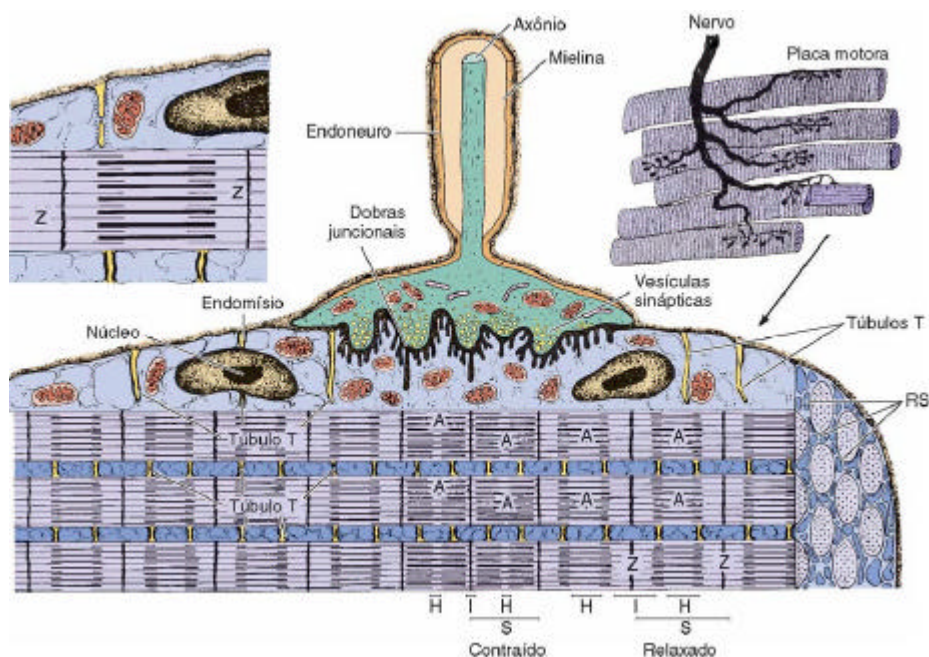


Figura 6 – Junção neuromuscular
Fonte: Junqueira & Carneiro (2004)

A despolarização do sarcolema é propagada aos túbulos T, levando à ativação de uma proteína voltagem-dependente denominada receptores de diidropiridina, as quais ativam canais de Cálcio (receptores de rianodina) com conseqüente liberação de Cálcio de Retículo

² O conjunto de neurônio motor e as fibras musculares por ele inervadas é denominado de unidade motora.

Sarcoplasmático. O cálcio liberado se liga à proteína denominada troponina, a qual está ligada à proteína tropomiosina, constituindo um complexo regulador da interação actina-miosina chamado complexo troponina-tropomiosina. Uma vez ligada ao cálcio, a troponina sofre mudança conformacional, arrastando a tropomiosina e proporcionando a interação entre actina e miosina, levando à formação das chamadas pontes cruzadas e conseqüentemente o encurtamento dos sarcômeros e das fibras musculares^{34,40} (Figura 7).

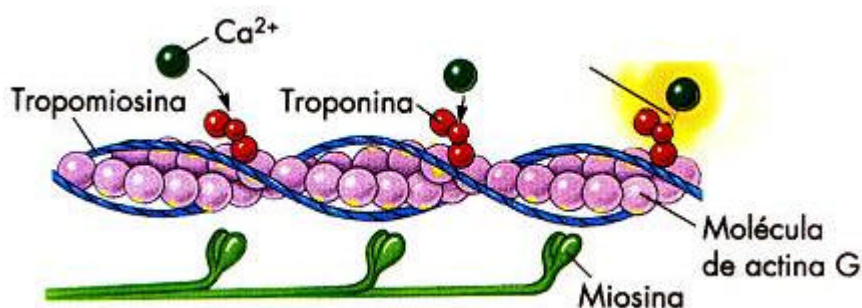


Figura 7 – Interação do íon cálcio com o complexo troponina-tropomiosina.
Fonte: Robergs e Roberts (2002)

Este evento de liberação do íon cálcio e interação deste com a proteína ligadora de cálcio da sarcômero, troponina, designam um ponto crucial no desempenho de força muscular. Estudos demonstram que fatores como a temperatura, o pH intramuscular e a quantidade de Pi livre no interior da fibra muscular podem interferir na cinética do íon cálcio e na interação das pontes cruzadas durante a contração muscular³⁵.

2.4 UNIDADES MOTORAS E O COMANDO DA CONTRAÇÃO MUSCULAR

A contração muscular é um fenômeno que depende da ativação dos neurônios motores, cujos corpos (somas) estão localizados na porção anterior da aera de substância cinzenta da medula espinhal e seu axônio se dirige ao músculo por ele inervado, passando pelos nervos periféricos^{22, 36}.

O conjunto das fibras musculares inervadas por apenas um neurônio motor é chamado de unidade muscular e o conjunto juntamente com seu neurônio motor é chamado de unidade motora^{18, 37}.

Cada neurônio motor pode inervar um número variado de fibras musculares (Figura 8), desde 10 fibras musculares, como ocorre com os músculos motores do globo ocular, até 1000 fibras musculares como ocorre no músculo bíceps braquial^{18, 36}. Neste caso, um músculo pode

possuir milhares de fibras musculares, dependendo de seu tamanho, e neste caso, será constituído de um grande número de unidades motoras.

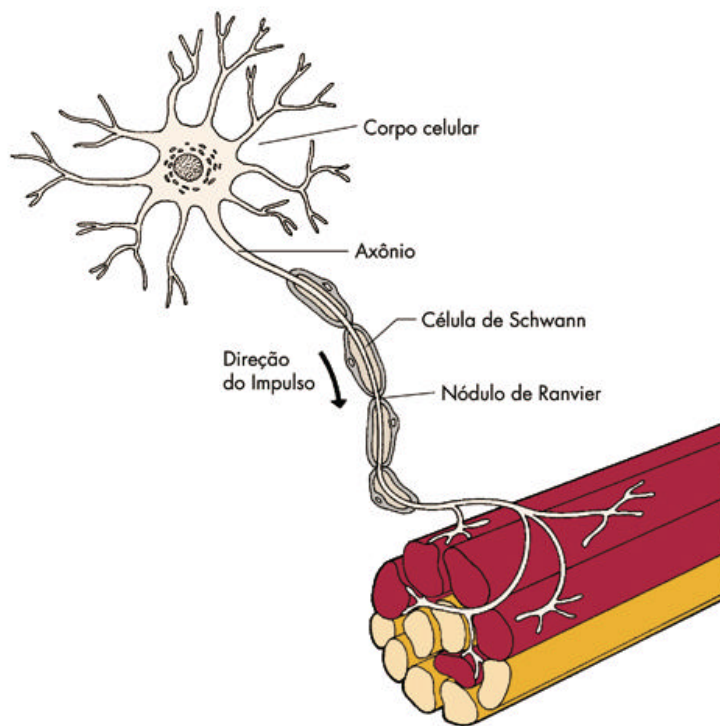


Figura 8 – Componentes da unidade motora

Fonte: Robergs e Roberts (2002)

As unidades motoras são responsáveis pela contração muscular e pela coordenação desta, de modo que a ativação de uma unidade motora leva de modo indiferente à ativação de todas as fibras musculares por ela inervadas, este fenômeno é denominada de “lei do tudo-ou-nada”^{18, 22}. Desta forma, quando uma unidade motora é ativada, todas as fibras musculares pertencentes a ela se contraem em poucos milissegundos³⁶.

A característica das unidades motoras de possuírem um número grande ou reduzido de fibras musculares influencia diretamente na capacidade de produção de força e de coordenação dos músculos. Os músculos das porções mais distais dos membros superiores e os músculos que movem o globo ocular apresentam uma baixa relação neurônio-fibra muscular, desta forma, sua capacidade de coordenação é mais desenvolvida que a dos músculos dos membros inferiores, os quais, apresentam uma alta relação neurônio-fibra muscular, o que proporciona uma grande capacidade de gerar respostas em massa, como suportar peso ou deambular^{36, 38}.

As unidades motoras se organizam de modo que os neurônios motores de menor tamanho e de axônios de menor diâmetro inervam fibras musculares com característica de contração lenta (fibras do tipo I), ou seja, resistentes à fadiga, porém com baixa capacidade de produção de força em curtos espaços de tempo, já os neurônios motores de maior tamanho e axônios de maior diâmetro inervam as fibras musculares de contração rápida (fibras tipo IIa e IIb), ou seja, capazes de produzir muita força em curtos espaço de tempo^{18, 22, 38}.

O tamanho do neurônio motor influencia na seqüência da ativação das unidades motoras, uma vez que o recrutamento muscular³ está diretamente relacionado aos fatores tamanho do neurônio e diâmetro de seu axônio. O limiar de ativação de um neurônio depende de sua resistência elétrica, que é inversamente relacionada à sua área de superfície, desta forma, os neurônios de menor tamanho necessitarão de um sinal sináptico menor que os de maior tamanho para gerarem um potencial pós-sináptico excitatório¹⁸.

O recrutamento muscular organizado de acordo com o tamanho dos neurônios motores permite que as unidades motoras menores sejam ativadas primeiro, havendo contração das fibras tipo I inicialmente e posteriormente há a ativação das unidades motoras maiores com contração das fibras tipo IIa e IIb respectivamente^{38, 39}.

2.5 TIPOS DE CONTRAÇÃO MUSCULAR

Existem três tipos básicos de contração muscular: isométrica, isotônica e isocinética; sendo a diferença o comprimento muscular e/ou a velocidade de deslocamento articular durante a contração, os fatores que diferenciam esses tipos de contração.

A contração isométrica se caracteriza pela ausência de movimento articular, o que ocorre devido ao fato de a força gerada pelo músculo não exceder a resistência aplicada. Algumas literaturas denominam a contração isométrica como *estática* ou *tônica*^{22, 40, 41}.

Uma forma comum de se mensurar a força muscular é através de dinamometria isométrica, onde um sensor (de mola ou eletromecânico) fixado em um sistema estático capta a força de deformação, gerada pela contração muscular.

A contração isotônica apresenta movimento articular, que pode ocorrer com velocidade diferente em todo o arco de movimento, podendo ser mais rápida no início e mais lenta no final ou o oposto. Neste tipo de contração a força gerada excede a resistência a ser vencida,

³ Recrutamento é o termo usado para descrever a ordem de ativação das unidades motoras, sendo um dos principais mecanismos para a produção de força no músculo.

sendo também referenciada como contração fásica^{36, 40}. Tal tipo de contração é comumente utilizado para fins terapêuticos, principalmente por apresentar duas fases: concêntrica e excêntrica, as quais produzem estímulos diferentes para a hipertrofia^{22, 42}.

Na fase concêntrica ocorre movimento articular caracterizado pela aproximação da origem e da inserção muscular, havendo um encurtamento do músculo, com um aumento notável de seu ventre.

Na fase excêntrica também ocorre movimento articular, no entanto, a origem e a inserção muscular se afastam, no entanto, o músculo continua a contrair-se. Nesta fase da contração a resistência é maior que a força gerada pelo músculo, havendo então um encurtamento muscular mesmo que o músculo se contraia, o que justifica o fato de esta fase ser também referenciada como contração de alongamento⁴⁰.

A contração isocinética é a forma de contração menos comum dentre as citadas, uma vez que a execução desta depende de sistemas sofisticados e de custo muito elevado, que controlem a velocidade de deslocamento articular.

A possibilidade de se variar a resistência ao movimento durante a execução deste permite manter a velocidade de execução constante, o que difere da contração isotônica, uma vez que a última apresenta resistência constante e velocidade de execução variável.

Tabela 1 - Características dos tipos de contração muscular de acordo com velocidade, resistência e movimento articular.

	Velocidade	Resistência	Movimento articular
Isométrica	Fixa	Fixa	Não
Isotônica	Variável	Fixa	Sim
Isocinética	Fixa	Variável (acomodação)	Sim

Fonte: Adaptado de Lippert, 2003

2.6 FORÇA MUSCULAR

Força muscular é uma expressão que tem sido usada para definir a capacidade musculoesquelética de produzir tensão, força e torque máximos⁴².

As tensões geradas por um músculo durante sua contração podem ser mensuradas por métodos dinâmicos (isotônico e isocinético) ou estáticos (isométrico). Como citado anteriormente, quando a força muscular gerada é maior que a resistência oferecida à articulação há movimento articular podendo-se mensurar a força através da carga máxima que o músculo é capaz de superar, sendo este método denominado de teste de repetição máxima.

A força muscular é resultado da interação das proteínas contráteis do sarcômero, no entanto, é necessário que a tensão gerada no sarcômero seja transferida para as estruturas ósseas através dos tendões, o que pode influenciar a capacidade de produção de força muscular nas suas diversas formas de manifestação³⁶.

Durante uma contração muscular voluntária máxima, as tensões geradas podem variar, tendendo a serem progressivamente maiores até atingir um pico, mantendo-se assim por um período variável de tempo e declinando posteriormente²². A observação de que a produção da força muscular varia de acordo com o tempo de contração leva à uma divisão didática das formas de manifestação de força muscular em força máxima, força explosiva, força de resistência.

A força máxima corresponde à capacidade do músculo esquelético produzir tensão e força máximas, sem restrição de tempo e em condições estáticas ou dinâmicas, a força explosiva designa a capacidade de produzir tensão e força máximas, no menor tempo possível e a força de resistência corresponde à capacidade de manter determinada intensidade de ação muscular por muito tempo⁴³.

2.7 FATORES QUE MODIFICAM A CAPACIDADE DE GERAR FORÇA MUSCULAR

Um grande número de fatores pode interferir na capacidade de produzir força muscular, sendo fatores: centrais, periféricos e referentes à posição articular os principais a influenciar a capacidade de produção de força muscular^{22,36}.

A posição articular influencia a capacidade de produção de força por modificar o estado de comprimento do músculo, influenciando a capacidade de cada ponte cruzada gerar encurtamento e conseqüentemente força muscular^{36,40}.

O sistema nervoso gerencia a capacidade de produção de força muscular ao ativar o número de unidades motoras necessárias para o movimento que se deseja realizar. Desta

forma, um número maior de unidades motoras leva a uma maior produção de força muscular por ativar um número maior de fibras musculares³⁹.

A graduação da força muscular apresenta relação direta com a unidade motora, ou seja, quanto maior o número de unidades motoras recrutadas (somação de recrutamento) no mesmo período de tempo, maior será a tensão ou força muscular, acrescentam ainda que se os estímulos forem repetidos regularmente com uma frequência suficientemente alta, a somação continua até ocorrer a fusão completa dos movimentos, gerando contrações uniformes levando a tetania da unidade motora⁴⁴.

Algumas características inerentes ao músculo também influenciam a capacidade de produzir força muscular. As reservas de prévias de ATP, composto de alta energia de fundamental importância para a contração muscular, a capacidade de resíntese de ATP por vias oxidativas ou não-oxidativas (via glicolítica, creatina kinase, miokinase), o pH e a concentração de Pi livre intramuscular por influenciar a geração de força muscular^{22, 38, 39}.

A temperatura muscular também parece influenciar a capacidade de produção de força muscular, ao modificar a permeabilidade do sarcolema ao íon sódio e ao influenciar na cinética do íon cálcio e na interação das pontes cruzadas^{22, 35, 45, 46}.

2.8 ELETROMIOGRAFIA: ASPECTOS HISTÓRICOS E APLICABILIDADE

O primeiro relato científico de estudos referentes às propriedades elétricas de músculos e nervos adveio dos estudos do médico Luigi Galvani, em 1791, onde eram utilizados modelos experimentais com rãs. Em seus estudos iniciais, Galvani observou que a atividade muscular acompanhava a estimulação de neurônios e conseguiu registrar potenciais das fibras musculares durante o estado de contração⁴⁷.

Uma grande massa de conhecimentos se seguiu aos estudos de Galvani, tornando possível o desenvolvimento de sistemas capazes de detectar e registrar os potenciais elétricos de nervos e músculos, viabilizando a avaliação do funcionamento das unidades motoras.

A eletromiografia pode ser definida como o estudo da função muscular por meio da averiguação do sinal elétrico que emana do músculo³⁷. A utilização deste método permite o registro do potencial de ação da unidade motora podendo ser empregado como método diagnóstico para doenças neuromusculares, traumatismos e como instrumento cinesiológico, buscando descrever o papel de diversos músculos em atividades específicas^{37, 48}.

Desta forma, a eletromiografia representa uma importante ferramenta para o estudo da fisiologia muscular, sendo um acesso fácil ao entendimento dos mecanismos envolvidos na capacidade dos músculos de gerar força e movimento⁴⁹.

A utilização desta ferramenta para fins de reabilitação tem crescido, sendo o acompanhamento do desempenho muscular através de estímulos visuais, ou seja, a observação de ativação eletromiográfica em monitor, denominado de biofeedback, um recurso terapêutico útil na reeducação muscular^{49, 50}.

Na prática existe a necessidade de um sistema que faça a coleta da atividade elétrica muscular através de sensores, denominados eletrodos, os quais podem ser invasivos, na forma de agulhas ou não-invasivos, eletrodos de superfície. Os potenciais elétricos coletados pelos sensores são transferidos a um amplificador, um filtro e uma placa de conversão analógico/digital, visando transformar as informações mioelétricas em código binário. Em seguida o sinal é acondicionado em um software de aquisição de dados. Os dados coletados devem ser posteriormente processados através da aplicação de funções matemáticas para análise dos dados no domínio do tempo e no domínio da frequência (Figura 9), possibilitando o entendimento dos processos fisiológicos que ocorrem durante a contração muscular, como a taxa de recrutamento muscular, a velocidade de condução da fibra muscular o tempo de ativação de cada músculo durante determinado movimento⁵¹.

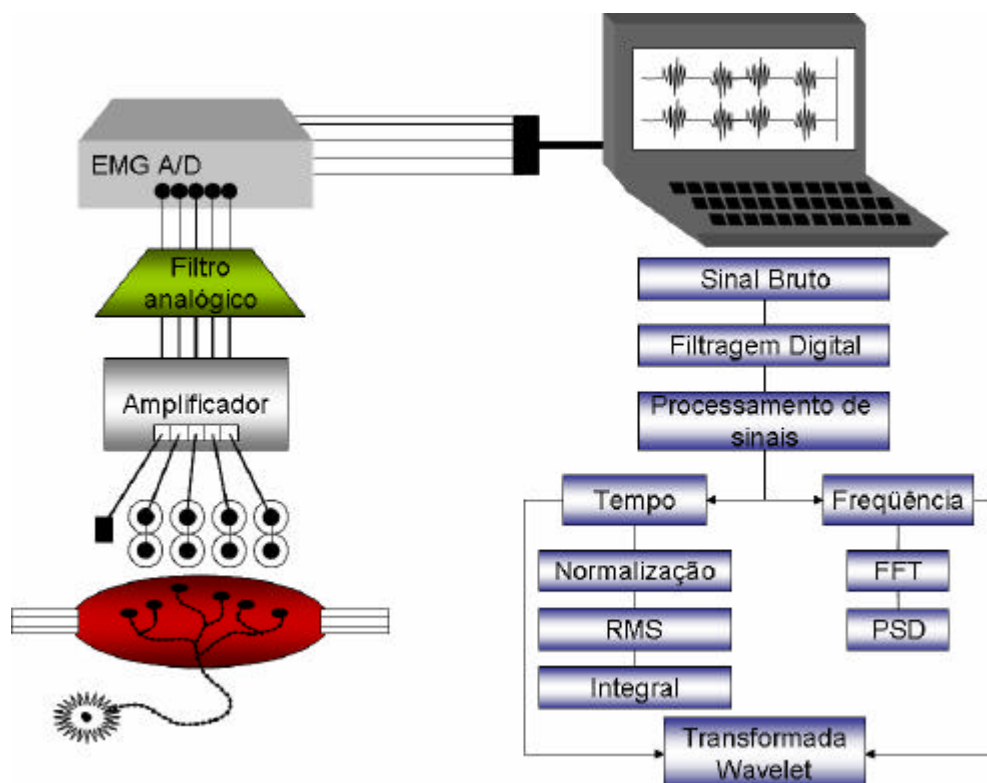


Figura 9 – Esquema demonstrando todo o procedimento de análise eletromiográfica: coleta, filtragem, processamento dos dados.

Fonte: Arquivo pessoal

Para o melhor entendimento desta metodologia de estudo da fisiologia muscular é necessário uma abordagem separada das etapas de coleta, filtragem e processamento do sinal mioelétrico.

2.8.1 ELETRODOS DE SUPERFÍCIE

Conforme citado anteriormente, a coleta dos potenciais elétricos musculares pode ser realizada com eletrodos inseridos no ventre muscular, método invasivo onde se lança mão de agulhas ou fios e de forma não-invasiva, através de eletrodos colocados sobre a superfície da pele correspondente à localização do ventre muscular⁵².

A técnica de coleta através de agulhas ou fios representa um método invasivo, sendo comumente relatado desconforto ou dor pelo participante. A aplicação desta técnica requer capacitação técnica específica do examinador⁵³ e em geral não é bem vista por comitês de ética em pesquisa.

A colocação de eletrodos sobre a superfície da pele sobre os músculos permite a detecção da atividade elétrica gerada por estes, estes eletrodos devem ter formato retangular

ou circular, sendo aconselhada a colocação destes a uma distância de 10 ou 20 mm de distância centro a centro⁵⁴, o que possibilita a coleta do sinal muscular e minimiza as interferências não desejadas, também chamadas de ruídos.

Os eletrodos de superfície são usados para avaliar a velocidade de condução nervosa e para pesquisas cinesiológicas, sendo mais adequados para captar a atividade em grandes músculos ou grupos musculares⁴⁸. Apesar dos eletrodos de superfície não proporcionarem incômodo ao indivíduo, eles captam a atividade elétrica muscular mais grosseira, apresentam uma alta impedância sendo necessário limpar bem o local onde serão fixados e necessitam de um gel eletrolítico para aumentar o contato elétrico entre eles e a pele^{52, 55}.

Os eletrodos podem ser passivos ou ativos, sendo os ativos (figura 10) mais utilizados por apresentarem um pré-amplificador, que vai amplificar os sinais eletromiográficos assim que eles atingem os eletrodos, processo conhecido como “ganho”^{47, 52}.

Para uma maior rejeição do ruído ou interferência externa, deve ser utilizada a configuração bipolar. Neste tipo de configuração as diferenças de potencial são detectadas por duas superfícies (dois eletrodos) em relação a um eletrodo de referência. Os dois sinais captados na superfície de detecção são passados a um amplificador diferencial onde a diferença entre os dois eletrodos é amplificada, sendo assim eliminado o sinal comum antes da amplificação.

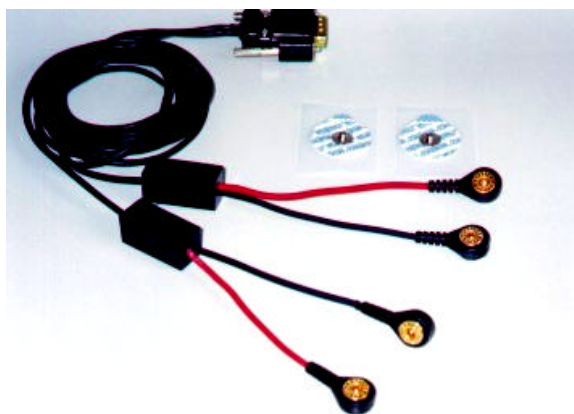


Figura 10 - Eletrodos de superfície ativos

Fonte: Arquivo pessoal

Os eletrodos devem ser colocados em um ponto médio no sentido longitudinal do ventre muscular, entre as inserções tendinosas (Figura 11). A colocação dos eletrodos nas

extremidades laterais dos músculos deve ser evitada, devido à possibilidade de captação do potencial elétrico de músculos vizinhos, fenômeno denominado *crosstalk*⁵⁶.

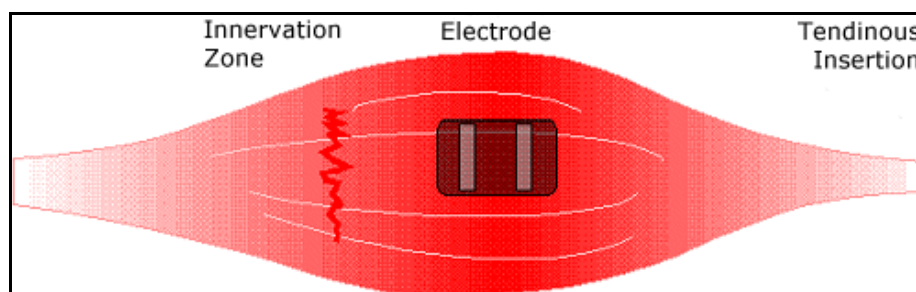


Figura 11 - Posicionamento ideal do eletrodo.

Fonte: De Luca (1997)

Deve-se levar em consideração o fato de que durante o movimento, a massa muscular varia de forma e diâmetro sob a pele, o que pode levar a uma leitura incorreta do sinal muscular, modificando as características do sinal. Devido a este fato, DeLuca (1997) postula que quando se deseja traçar uma relação quantitativa entre força e sinal eletromiográfico, a contração deve ser isométrica.

Os eletrodos devem ser aplicados na pele com o membro ou parte do corpo posicionado do modo como permanecerão durante o procedimento⁵⁵.

A pele e os tecidos subcutâneos proporcionam um aumento da bioimpedância, dificultando a aquisição do sinal mioelétrico, desta forma, torna-se necessário a realização de procedimentos que minimizem este efeito e aumentem a precisão dos dados sendo a preparação da pele realizada através de tricotomia local, abrasão com lixa, para retirar parte da camada epitelial mais superficial da pele e limpeza local com álcool^{50, 52, 54}.

2.8.2 O SINAL ELETROMIOGRÁFICO

O sinal coletado na eletromiografia refere-se ao potencial de ação resultante dos processos de despolarização e repolarização da membrana da célula muscular^{52, 58} (Figura 12).

Quando o músculo encontra-se em repouso, o potencial elétrico coletado é zero, no entanto, quando as unidades motoras são ativadas, ocorre a passagem do potencial do

neurônio para a fibra muscular, este se propaga pela membrana da fibra, sendo então este evento denominado de despolarização, seguida de repolarização, ambos captados pelos eletrodos.

Como a face externa da membrana da fibra muscular apresenta potencial positivo e durante o processo de contração ocorre a despolarização da membrana da fibra muscular, o eletrodo mais proximal capta o sinal eletronegativo, enquanto o segundo eletrodo continua captando o sinal eletropositivo, sendo em seguida captado o sinal eletropositivo novamente pelo primeiro eletrodo, devido à repolarização. A diferença de potencial captado a cada instante entre os eletrodos é registrado durante todo o período de contração. Desta forma, o sinal original coletado apresenta-se como uma onda bifásica, necessitando-se a aplicação de ferramentas matemáticas neste para o entendimento dos fenômenos fisiológicos envolvidos no registro⁵⁸.

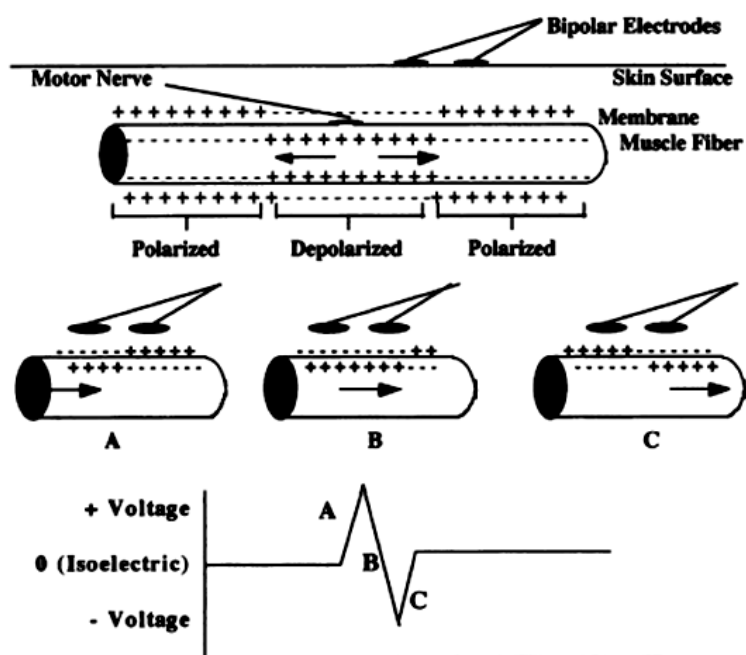


Figura 12 – O sinal eletromiográfico
Fonte: SHULTZ & PERRIN, 1999

A unidade de medida utilizada para a diferença de potencial eletromiográfico é o microvolt ($1\mu\text{V} = 10^{-6}\text{ V}$), sendo que, quanto maior a diferença de potencial, maior será a amplitude ou voltagem do potencial elétrico, indicando maior atividade muscular⁴⁸.

Os sinais que atingem os eletrodos são transmitidos para o amplificador e as atividades produzidas por todas as fibras individuais se contraindo em um determinado momento são

somadas, já que atingem os eletrodos quase simultaneamente, registrando os potenciais que recebem, sem distinguir sua origem, tornando necessária a implementação de mecanismos que façam a distinção do sinal EMG e dos potenciais gerados por fatores que influenciam no sinal EMG⁵⁰.

O sinal eletromiográfico é um sinal tipicamente analógico, sendo necessária a sua transformação em sinais discretos por digitalização. A digitalização consiste na representação de um sinal analógico por uma seqüência de amostras instantâneas de caráter binário recolhidas a um ritmo constante, para isso são utilizados os conversores analógico-digitais para a digitalização do sinal coletado⁵⁵.

2.8.3 AMPLIFICAÇÃO DIFERENCIAL E REJEIÇÃO DO MODO COMUM

O potencial elétrico gerado pelas fibras musculares em atividade tem valores muito pequenos, necessitando de ser amplificado para melhor análise deste. No entanto, como o potencial de ação coletado e amplificado pode corresponder não somente ao potencial muscular, mas também a interferências na interface eletrodo pele, deve-se utilizar um sistema de amplificação diferencial⁴⁷.

Os amplificadores utilizados em eletromiografia são amplificadores diferenciais, ou seja, estes executam a função de subtrair o valor do sinal entre dois eletrodos, de modo que a diferença entre a voltagem que chega ao amplificador diferencial e o que sai deste é denominado ganho⁵².

Um eletrodo adicional é colocado sobre uma protuberância óssea para servir como ponto de referência (neutro). O eletrodo de referência é necessário para que se tenha uma referência comum para o amplificador diferencial. Ele deve ser colocado tão longe quanto possível e em um tecido eletricamente neutro, geralmente sobre uma proeminência óssea, sendo importante que este, tenha um contato elétrico bom com a pele, por isto devem ser grandes⁵⁷. Desta forma, se os dois eletrodos recebem sinais iguais, nenhuma atividade é registrada. O ruído sendo igual nas duas extremidades do amplificador é cancelado, assim somente a energia biológica que chega aos eletrodos de detecção é amplificada e registrada⁴⁸.

A capacidade do amplificador de rejeitar sinais comuns para ambas as entradas é chamada de relação de rejeição do modo comum, RRMC. Para melhores registros devem

estar disponíveis filtros que removam as frequências indesejadas, utilizando os filtros passa-alta, passa-baixa e passa-banda^{47, 50, 52}.

2.8.4 FATORES QUE AFETAM O SINAL ELETROMIOGRÁFICO

Diversos fatores podem influenciar o sinal eletromiográfico coletado, desde fatores mecânicos relacionados aos eletrodos e aos músculos analisados, até a presença de interferências externas^{47, 50}.

Artefatos mecânicos podem influenciar os resultados da análise do sinal EMG, este tipo de interferência se caracteriza por originar de movimentos dos eletrodos e de seus cabos de ligação. Os movimentos dos eletrodos sobre a pele podem acarretar interferências que são coletadas juntamente com o sinal muscular, este fato pode ser minimizado utilizando-se contrações musculares isométricas.

O potencial elétrico gerado pela despolarização do músculo cardíaco durante o ciclo cardíaco (ECG) pode ser captado pelos eletrodos, sendo este fato mais comum em coletas envolvendo músculos próximos à caixa torácica, como o peitoral maior e serrátil anterior, neste caso recomenda-se a colocação do eletrodo de referência (neutro) em uma região o mais distante possível do hemitórax esquerdo^{47, 52}.

Fontes de radiação eletromagnética, como rádio e transmissão de televisão, lâmpadas incandescentes, lâmpadas fluorescentes, entre outros, podem contribuir para interferência no sinal EMG. Constantemente as superfícies de nossos corpos são inundadas com radiação eletromagnéticas, que também geram interferências no sinal eletromiográfico. A preocupação dominante para o *crossstalk* ambiente surge em uma frequência de 50 a 60 Hz, já que geralmente esta frequência é a mesma do músculo avaliado⁵⁷.

A grande proximidade dos músculos acarreta interferências dos músculos co-ativados juntamente com o músculo que se deseja estudar. Devido ao processo chamado condução de volume, no qual os potenciais de determinadas fibras percorrem os fluídos corporais devido às suas ótimas propriedades condutoras, o potencial captado pelos eletrodos pode não ser puramente do músculo de interesse, e sim dos músculos que contraíram ao redor. A colocação, o espaçamento cuidadoso e a escolha do tamanho dos eletrodos ajudarão a controlar essa linha cruzada ou extravasamento elétrico^{47, 48, 57}.

2.8.5 ANÁLISE DO SINAL EMG NO DOMÍNIO DA FREQUÊNCIA: ANÁLISE ESPECTRAL.

O conteúdo de amplitude e frequência do sinal EMG reflete modificações centrais e periféricas do sistema neuromuscular⁵¹. A análise espectral tem sido amplamente utilizada para identificação de processos fisiológicos ocorridos no sistema neuromuscular durante contrações voluntárias sustentadas^{47, 51}.

A análise espectral é uma aplicação muito útil no campo do processamento de sinais, sendo seu objetivo: decompor, identificar e analisar sinais analógicos digitalizados, permitindo a identificação e a quantificação das frequências que compõe o sinal.

O sinal EMG pode ser expresso no domínio da frequência através da aplicação do algoritmo desenvolvido pelo matemático francês Jean-Baptiste Joseph Fourier, conhecida como transformada rápida de Fourier, a aplicação desta ferramenta matemática resulta na criação de um espectro de densidade de potência (Power Density Spectrum (PDS))^{46, 47, 60}.

A análise no domínio da frequência se baseia no fato de ocorrerem os fenômenos de despolarização e repolarização diversas vezes, nas diversas fibras musculares durante uma contração voluntária, essas modificações constantes no potencial elétrico das fibras musculares ativadas produzem mudanças tempo-dependentes no sinal eletromiográfico o que resulta em mudanças no PDS^{47, 59, 60}.

A análise espectral do sinal EMG tem sido amplamente utilizada para fins de identificação de padrão de recrutamento muscular, já que existe diferença na forma de recrutamento das unidades motoras, como abordado anteriormente, e na velocidade de condução da membrana da fibra muscular devido a diversos fatores intervenientes, como ocorre com o aquecimento, o resfriamento ou durante a fadiga muscular^{46, 59, 61, 62}.

A transformada de Fourier representa uma ferramenta matemática, amplamente utilizada, que viabiliza a expressão da soma de uma série de senos e cossenos, de diversas frequências, amplitudes e fases. A aplicação desta ferramenta matemática permite a decomposição do sinal EMG em componentes de várias frequências⁴⁷.

O parâmetro comumente utilizado para análise do sinal EMG no domínio da frequência é a identificação da frequência mediana (FM)⁵¹. Definida como a frequência na qual o espectro do sinal EMG é dividido em duas partes de igual potência⁶³ (Figura 13), a frequência mediana representa o principal parâmetro de medida para análise espectral do sinal

EMG, tendendo a ser maior com a ativação de unidades motoras maiores (fibras tipo IIb) e a reduzir durante momentos de fadiga muscular^{63, 64, 65}.

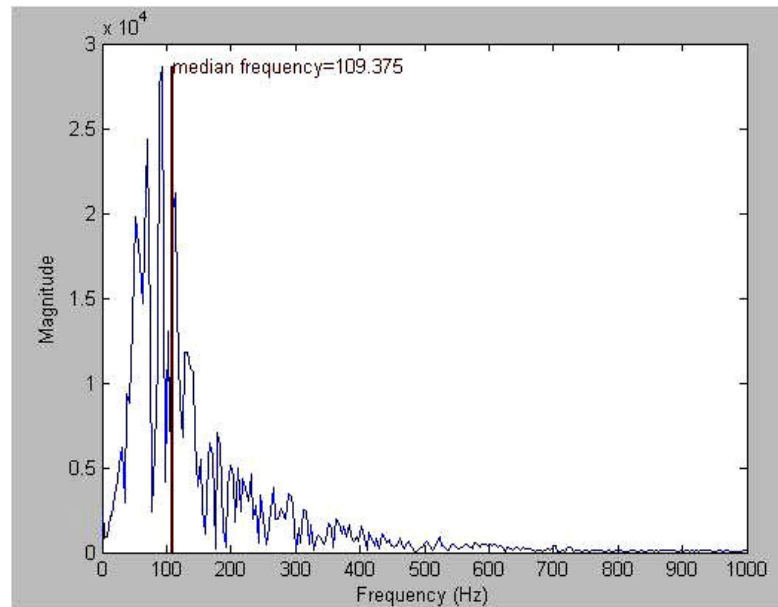


Figura 13 – Apresentação do espectro de potência através da aplicação da FFT e identificação da Frequência mediana.
Fonte: Arquivo pessoal

O resultado da aplicação da FFT no sinal EMG coletado é a decomposição do sinal em diferentes frequências e a quantificação (magnitude) de cada frequência (PDS), permitindo a identificação da frequência que divide o sinal em duas potências iguais, como apresentado na figura 13.

3 MATERIAL E MÉTODOS

3.1 AMOSTRA

A amostra foi constituída de 30 indivíduos, adultos jovens saudáveis com idade entre 18-30 anos, do gênero masculino, sem histórico recente de doenças osteomioarticulares e não praticantes de atividade física regular (Tabela 2).

Tabela 2- Características dos sujeitos. Média \pm erro padrão da idade e das características antropométricas.

	IDADE (anos)	ESTATURA (cm)	MCT (Kg)	IMC
Média	22	175,9	76,9	25
Erro Padrão	0,5	1,1	2,0	0,5

3.1.1 CRITÉRIOS DE SELEÇÃO

Para a seleção dos indivíduos foram utilizados os critérios de inclusão e exclusão.

CRITÉRIOS DE INCLUSÃO

- Indivíduos de gênero masculino;
- Indivíduos com idade entre 18 e 30 anos;
- Indivíduos ativos que não estejam participando de nenhum tipo de treinamento ou exercício de força, resistência ou alongamento muscular;
- Assinar o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido, após esclarecimentos sobre a pesquisa.

CRITÉRIOS DE EXCLUSÃO

- Indivíduos com patologia osteomioarticular, neuro-degenerativa ou infecciosa;
- Indivíduos que realizaram algum tipo de cirurgia prévia (tempo de recuperação inferior a 24 meses);

- Indivíduos com outras patologias, tais como: Insuficiência Cardíaca, doenças neoplásicas, doenças restritivas, entre outras.

3.2 LOCAL DA PESQUISA

A pesquisa foi realizada no Laboratório de Fisiologia e Biocinética - LAFIBIO da Universidade Iguazu - UNIG (Campus V) na cidade de Itaperuna-RJ.

3.3 INSTRUMENTOS

Para a coleta dos dados antropométricos, foi utilizada uma balança com estadiômetro marca Filizola[®], para determinação da massa corporal total e da estatura. Sua precisão é de 0,1 kg, com escala de 0 a 150 kg. A precisão do estadiômetro é de 0,5 cm e sua escala varia de 0 a 190 cm.

Para aquisição do sinal mioelétrico foi utilizado um eletromiógrafo de 8 canais (EMG System Brasil LTDA) conectado ao sistema de aquisição e análise de dados (WinDaqXL), sendo o sinal passado por um filtro passa banda de 20-500Hz, amplificado em 2.000 vezes e convertido por placa A/D com frequência de amostragem de 1000 Hz para cada canal e com uma variação de entrada de 5 mV. Foram utilizados eletrodos bipolares do tipo ativo de formato circular de Ag/AgCl (MEDITACE[®]), com distância de 20 mm (centro a centro) entre eles. Para a avaliação da força isométrica, foi utilizado um transdutor de força (range 0 – 200kg) da marca EMG System Brasil Ltda (figura 14) conectado ao mesmo sistema de aquisição de dados da eletromiografia.



Figura 14 - Transdutor de força

Fonte: Arquivo pessoal

Todas as coletas foram realizadas em uma cadeira extensora ajustável às características antropométricas individuais, adaptada com tiras de estabilização torácica e abdominal (Figura 15).



Figura 15 - Cadeira extensora adaptada com tiras de estabilização torácica e abdominal.

Fonte: Arquivo pessoal

A figura 16 mostra o transdutor de força acoplado na cadeira extensora, assim, durante uma contração isométrica de extensão do joelho através do músculo quadríceps femoral, a

célula de carga detecta a quantidade de tensão em Kgf, o que permite posterior transformação dos dados de Kgf para Newtons.



Figura 16 - Transdutor de força acoplado na cadeira extensora adaptada.
Fonte: Arquivo pessoal

3.4 PROCEDIMENTOS

Todos os participantes foram inicialmente esclarecidos sobre os procedimentos do experimento e assinaram um termo de consentimento livre e esclarecido (Anexo B), e em seguida foram mensuradas a estatura e massa corporal total dos indivíduos. O presente estudo teve aprovação no comitê de ética do Instituto de Pesquisa & Desenvolvimento – UNIVAP (Anexo A).

Os indivíduos foram divididos de modo aleatório em três horários e dias distintos. Em cada dia o indivíduo era submetido a 5 minutos de adaptação ao ambiente do laboratório, o qual teve a temperatura controlada entre 23° e 25°, sendo a temperatura corporal aferida após período de adaptação, através de termômetro axilar com sensibilidade de 0,1°C, em seguida realizou-se 5 minutos de aquecimento em bicicleta ergométrica, sem carga e com velocidade constante de 60 rpm. Após o aquecimento, os indivíduos eram colocados em uma cadeira extensora ajustável às características antropométricas individuais, fixados com cintas cruzadas no tronco, uma cinta transversal ao nível do quadril e tendo o pé fixado com uma correia, os braços eram mantidos cruzados ao nível do tórax (Figura 15).

Foi realizada tricotomia e limpeza da pele com lixa fina e álcool, utilizando material individual e descartável, para reduzir a bioimpedância da pele nos locais de acoplamento dos eletrodos⁵⁴, foram realizadas marcas com caneta dermográfica (Figura 18) para posterior identificação dos locais de acoplamento dos eletrodos, uma vez que cada indivíduo era submetido ao mesmo procedimento em três dias diferentes.

Os eletrodos foram colocados nos músculos rectus femoris (RF) e vastus lateralis (VL) pelo método de referência anatômica⁵⁴ conforme a figura 17. Como a coleta foi realizada em dias diferentes, foi realizada a marcação com caneta dermográfica para reconhecimento posterior do local exato de colocação dos eletrodos (Figura 18).

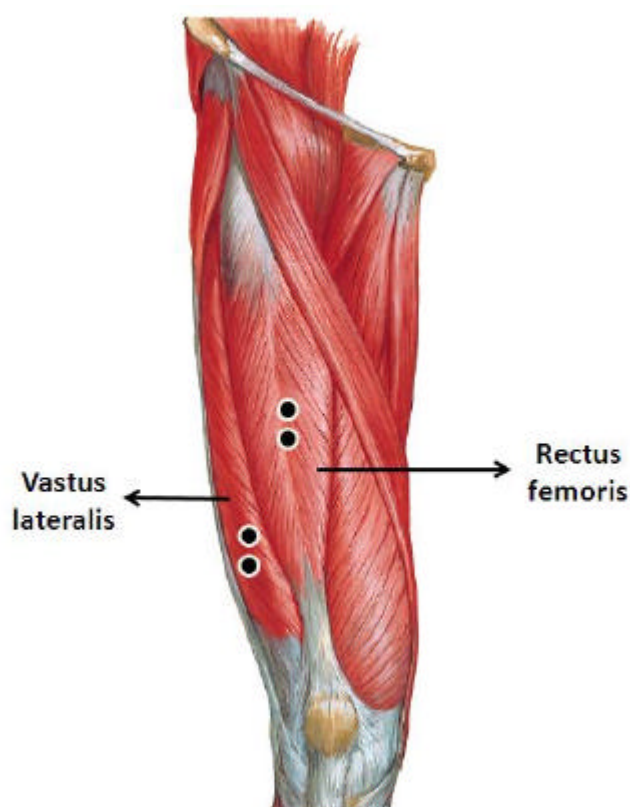


Figura 17 - Método de colocação do eletrodo dos músculos rectus femoris e vastus lateralis através de referência anatômica.

Fonte: Arquivo pessoal

Foram realizadas duas contrações isométricas voluntária máxima (CIVM) de extensão de joelho da perna dominante a 70° de flexão (0° = extensão total), onde foram registrados simultaneamente a força, através do transdutor de força de tração-compressão e a atividade

eletromiográfica dos músculos rectus femoris (RF) e vastus lateralis (VL). O procedimento de CIVM era realizado novamente com intervalo de 2 minutos, sendo analisado o melhor desempenho entre as duas tentativas. Não houve nenhum tipo de encorajamento verbal durante a execução da CIVM.

Os músculos rectus femoris e vastus lateralis (figura 17) foram escolhidos por serem dois importantes extensores do joelho ³⁶. Os eletrodos foram fixados com esparadrapo para não ocorrer artefatos de deslizamento durante a contração muscular.



Figura 18 - Eletrodos acoplados nos músculos rectus femoris e vastus lateralis e a utilização da caneta dermográfica para a marcação exata do local dos eletrodos.

Fonte: Arquivo pessoal

3.5 COLETA DOS DADOS

As coletas dos dados foram realizadas em três dias distintos, com intervalo de 48 horas entre estes, onde o participante era submetido cada dia ao procedimento experimental em um turno diferente (07:30-09:30, 13:30-15:30 e 19:30-21:30h), sendo a definição dos turnos realizada de forma randômica para cada dia (Figura 19). Os participantes eram orientados a dormir normalmente no dia anterior à coleta e a se alimentarem normalmente, apenas evitando alimentos que contivessem cafeína.

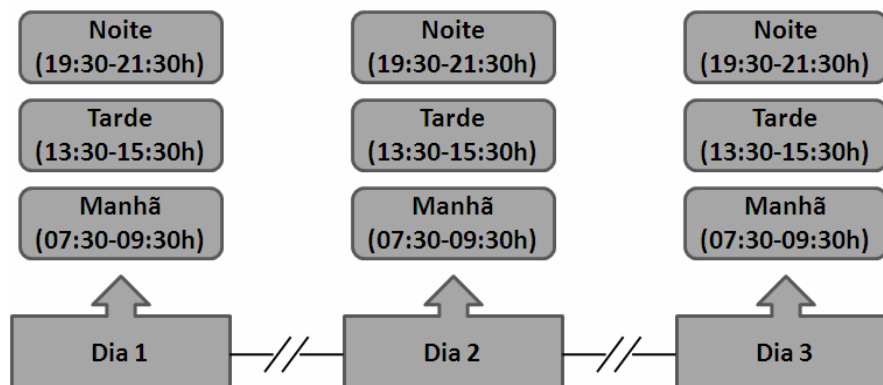


Figura 19 - Organização das coletas (intervalo de 48 horas entre as coletas).
 Fonte: Arquivo pessoal

3.6 ANÁLISE DOS DADOS

A análise do sinal foi efetuada nos primeiros 200 ms de contração, tomando-se o ponto no qual a curva momento/tempo excedia 7.5 N em relação à linha de base conforme AAGAARD et al (2002), para análise do impulso contrátil (área sob curva momento/tempo) e do nível de desenvolvimento de força nos intervalos de 0-30, 0-50, 0-100 e 0-200ms e do pico de força durante todo o intervalo de 200ms.

A medida da área acumulada sob a curva força/tempo (Figura 20) reflete a história da contração durante todo o período de tempo analisado, incluindo a influência de outros parâmetros relacionados à curva força tempo, como o nível de desenvolvimento de força (RFD)³.

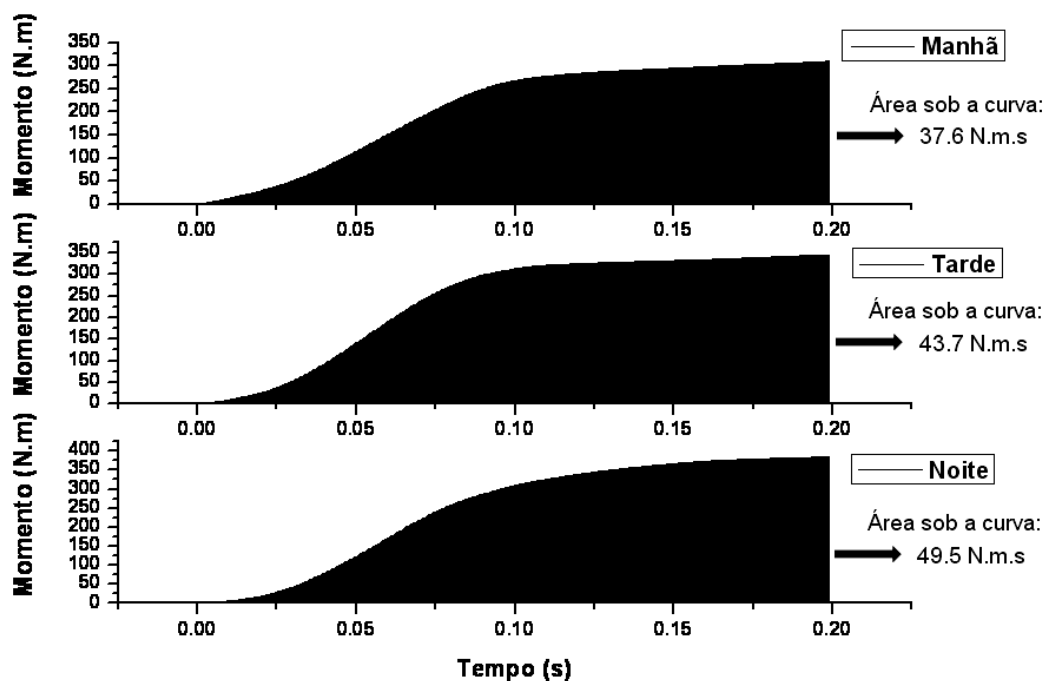


Figura 20 – Exemplo de medida da área sob a curva momento/tempo dada em N.m.s
Fonte: Arquivo pessoal

O nível de desenvolvimento de força foi obtido através da média de inclinação da curva momento/tempo ($\frac{\text{momento}}{\text{tempo}}$) nos intervalos 0-30, 0-50, 0-100 e 0-200ms relativos ao início da contração, como utilizado por AAGAARD et al, 2002 (Gráfico 1).

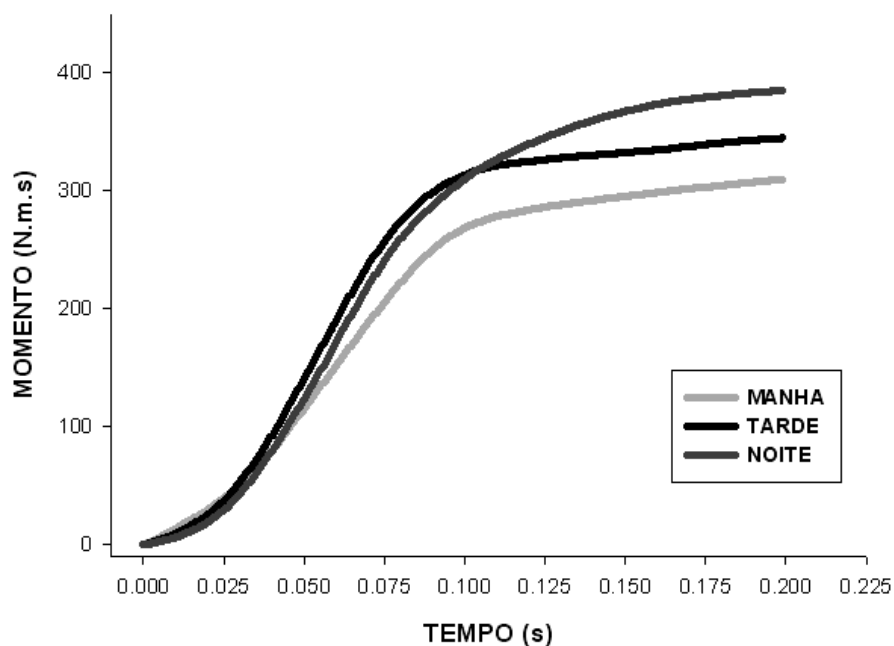


Gráfico 1 - Média da curva momento/tempo (n=30) obtida nos períodos de manhã, tarde e noite.

Para complementar a análise da força explosiva, foi desenvolvido um sistema de identificação do ponto de maior deflexão da curva momento/tempo em Fortran 90[®]. O sistema identifica o ponto intermediário da porção ascendente da curva força tempo, a qual apresentou caráter sigmóide ($r^2=0,99$ para todas as curvas analisadas individualmente) e a partir deste ponto busca o ponto onde ocorre a derivada igual a zero na segunda porção da sigmóide.

O sinal eletromiográfico coletado dos músculos RF e VL foram analisados em Matlab 7.0 (MathWorks[®]), tomando-se os primeiros 200ms de contração muscular, sendo considerado os 70ms que precediam o início da contração na curva momento/tempo, devido ao retardo eletromecânico. Foi aplicada a transformada rápida de Fourier (FFT) para análise da frequência mediana, com processamento de janelas Hamming (Hamming window processing) disponível em: <http://biomech.brighton.ac.uk/help/emg/psanalyse.m> (ANEXO C).

3.7 ANÁLISE ESTATÍSTICA

Os dados foram organizados e agrupados em média \pm erro padrão. Para comparação da igualdade ou não das médias foi utilizado ANOVA *one-way*, e o teste *post-hoc* de Tukey em caso de diferença nas medidas (todos com nível de significância de 0,05). Todos os procedimentos foram realizados em SPSS[®] 13.0 for Windows (LEAD Technologies, 2004).

3.8 APRESENTAÇÃO DOS RESULTADOS

Os resultados são apresentados em média e erro-padrão para a estatística inferencial, em relação aos valores da temperatura corporal, da área sob a curva de força (impulso contrátil), da força máxima alcançada nos primeiros 200ms, do nível de desenvolvimento de força (RFD) e da frequência mediana do sinal eletromiográfico dos músculos RF e VL nos primeiros 200ms de contração, conforme explicado anteriormente.

4 RESULTADOS

A temperatura corporal, comumente utilizada como marcador de mudanças fisiológicas periódicas influenciadas pelo ciclo circadiano, apresentou variação significativa nos intervalos de tempo analisados, sendo menor no período da manhã (35,7 C°), se comparado à tarde (36,2 C°) e noite (36,2 C°) ($p < 0,05$) (Gráfico 2).

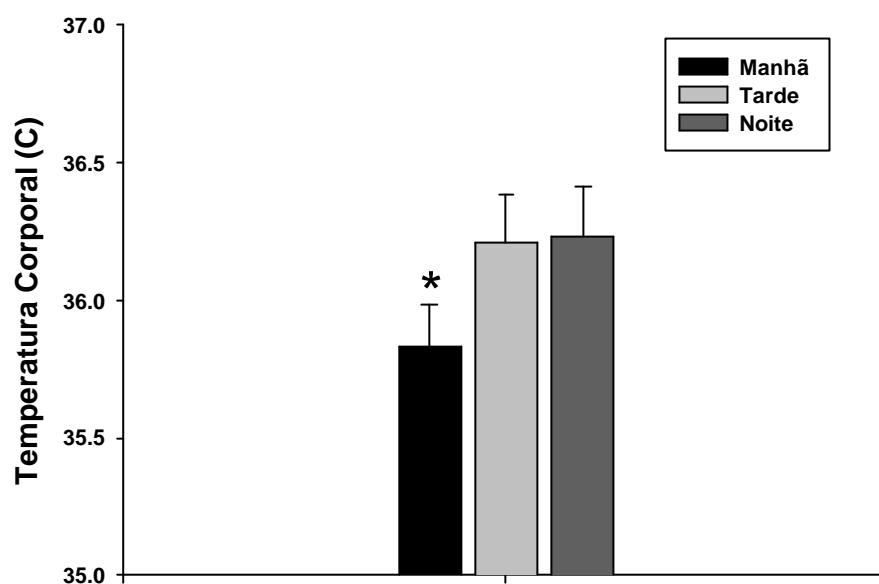


Gráfico 2 - Variação da temperatura corporal (Média ± Erro Padrão). *Diferença significativa na manhã quando comparado com tarde e noite ($p < 0,05$).

O impulso contrátil apresentou diferença nos períodos manhã e noite apenas quando calculada a área sob a curva de todo o período de 200ms (Manhã: $37,6 \pm 3,3$; Tarde: $43,7 \pm 3,9$; Noite: $49,5 \pm 3,5$ N.m.s) ($p < 0,05$), não sendo observada diferença nos instantes iniciais da contração, 0-30 ($0,6 \pm 0,1$; $0,5 \pm 0,1$; $0,5 \pm 0,1$ N.m.s), 0-50 ($2,3 \pm 0,5$; $2,0 \pm 0,4$; $2,1 \pm 0,3$ N.m.s) e 0-100ms ($10,6 \pm 1,3$; $12,6 \pm 1,6$; $13,8 \pm 1,4$ N.m.s) nos períodos manhã, tarde e noite respectivamente ($p > 0,05$) (Gráfico 3).

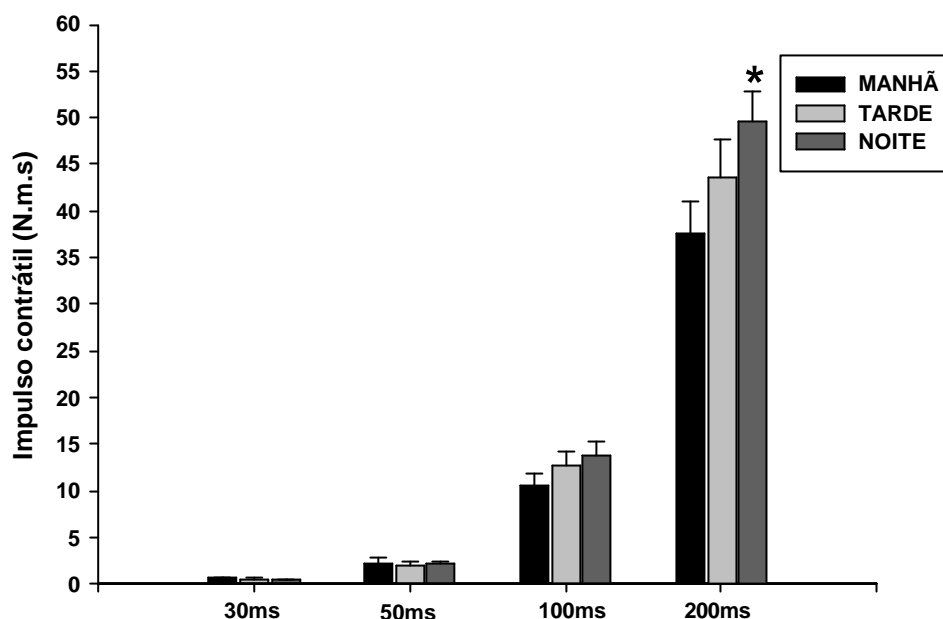


Gráfico 3 – Impulso contrátil (média \pm EP) nos períodos de manhã, tarde e noite. Impulso contrátil, obtido através do cálculo da área sob a curva força/tempo nos intervalos de 0-30, 0-50, 0-100 e 0-200ms. (*) Diferença entre manhã e noite ($p < 0,05$).

O nível de desenvolvimento de força (RFD) contribui para a análise da capacidade de incrementar força em determinado período de tempo. A análise desta variável não demonstrou haver diferença nos três momentos do dia nos intervalos de 0-30 (1.499 ± 278 ; 1.573 ± 288 ; 1.462 ± 219 N.m.s), 0-50 (2.015 ± 318 ; 2.448 ± 367 ; 2.527 ± 347 N.m.s) e 0-100 ms (2.378 ± 238 ; 2.749 ± 267 ; 3.030 ± 269 N.m.s) ($p > 0,05$), sendo observada diferença somente na fase final do tempo analisado, 0-200ms (1.465 ± 95 ; 1.592 ± 120 ; 1.885 ± 109 N.m.s) ($p < 0,05$) nos momentos manhã, tarde e noite respectivamente (Gráfico 4).

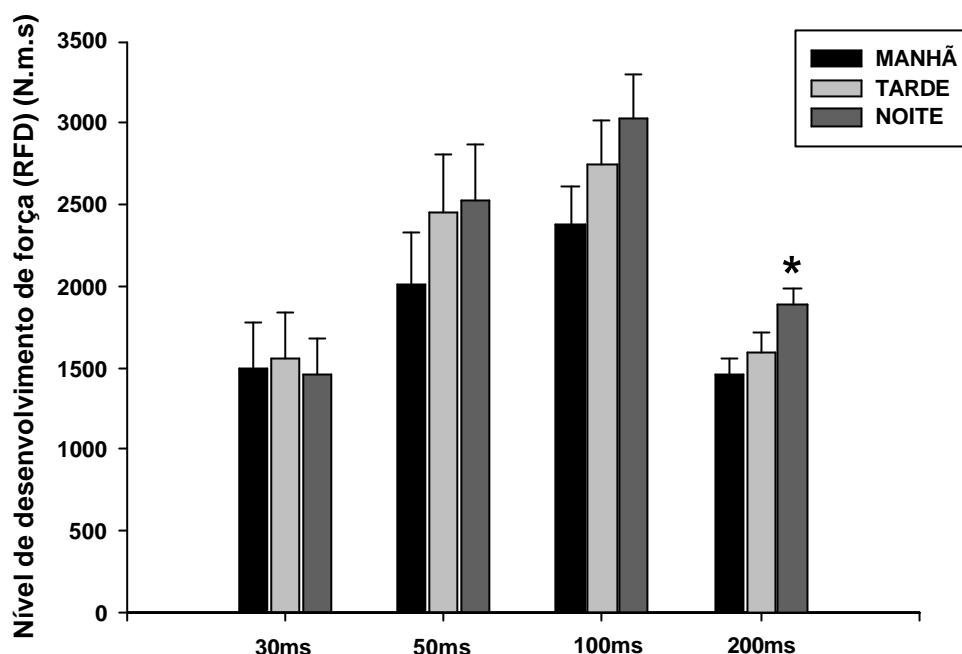


Gráfico 4 - Nível de desenvolvimento de força (média \pm EP) nos períodos de manhã, tarde e noite nos intervalos de 0-30, 0-50, 0-100 e 0-200ms. (*) Diferença entre manhã e noite ($p < 0,05$).

A tabela 3 demonstra o desempenho da força muscular através do pico de força alcançado durante o período de contração estudado (200ms), o tempo e a força ocorridos no momento de maior deflexão da curva momento/tempo. O gráfico 5 demonstra que a inclinação da curva momento/tempo, obtida pela razão momento/tempo no ponto de maior deflexão da curva, não varia significativamente nos diferentes horários do dia (Manhã: 2875 ± 316 N.m.s / Tarde: 3332 ± 332 N.m.s; Noite: 3394 ± 333 N.m.s).

Tabela 3- Força, Pico de força, tempo onde se identificou a maior deflexão da curva momento/tempo e a força exercida neste mesmo momento (média \pm erro padrão).

	MANHÃ	TARDE	NOITE
PICO DE FORÇA (N)	313 \pm 20	345 \pm 22	388 \pm 18
TEMPO (ms)	92 \pm 10	89 \pm 3	92 \pm 4
FORÇA (N)	248 \pm 25	289 \pm 23	299 \pm 24

(*) Diferença entre manhã e noite ($p < 0,05$)

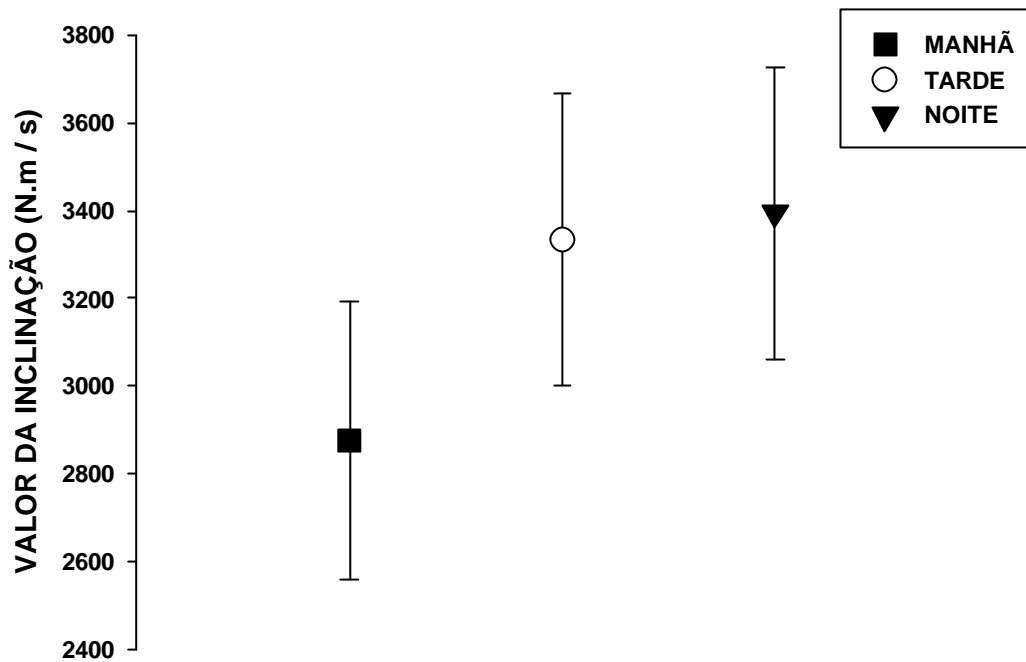


Gráfico 5 - Inclinação da curva força tempo obtida através da razão força/tempo no momento de maior deflexão da curva momento/tempo.

O gráfico 6 demonstra as médias da frequência mediana referentes aos primeiros 200ms de contração muscular. Não foi observada diferença nesta variável nos períodos do dia estudados para o músculo rectus femoris (manhã 104 ± 3 , tarde 109 ± 3 , noite 110 ± 3 Hz) e vastus lateralis (manhã 91 ± 3 , tarde 96 ± 4 , noite 95 ± 2 Hz).

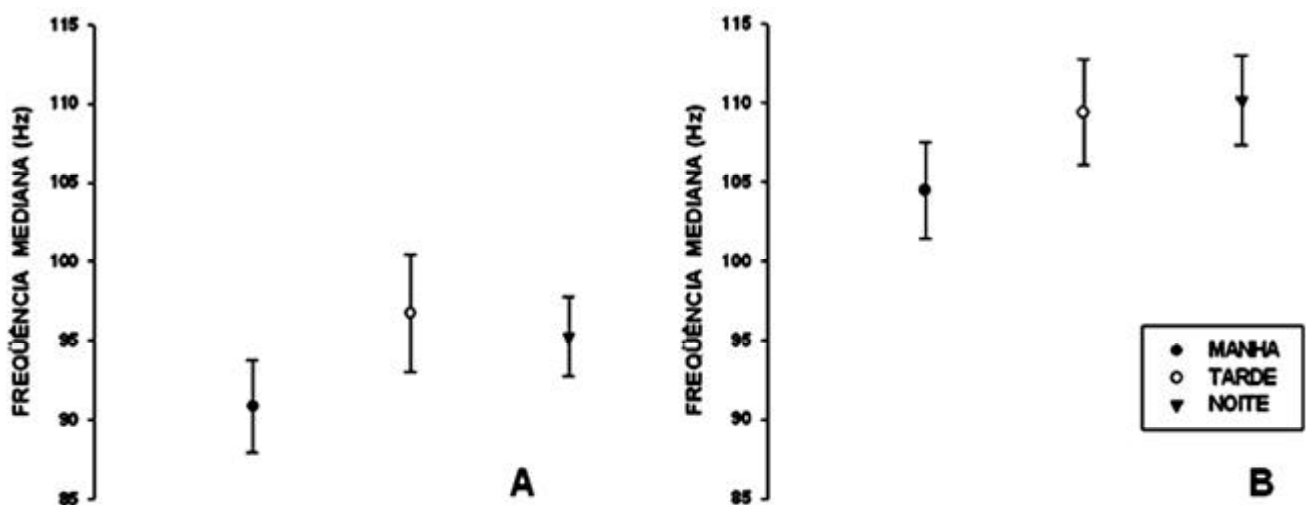


Gráfico 6 - Frequência mediana (média±EP) dos músculos vastus lateralis (A) e rectus femoris (B).

5 DISCUSSÃO

Variações na temperatura corporal: Os resultados obtidos neste estudo demonstram haver variação da temperatura corporal durante o dia. A diferença da temperatura corporal observada neste estudo corrobora com os de outros estudos^{9, 10, 66, 67}, sendo a temperatura na manhã menor que no período da tarde, o mesmo se aplica à temperatura da noite se comparada com a manhã. A variação na temperatura corporal é indicada como um bom marcador de mudanças fisiológicas mediadas pelo ciclo circadiano⁵.

Neste estudo utilizou-se a medida da temperatura axilar, no entanto, o resultado obtido através deste método foi similar ao encontrada por estudos que utilizam a temperatura oral e retal. Racinais et al. (2005) utilizou medidas da temperatura retal e da pele e observou variação em ambas, deste forma, pode-se constatar que a medida da temperatura por vias diferentes para avaliação da variação circadiana desta variável indicam o mesmo resultado.

Variações na força explosiva: Resultados contraditórios têm sido encontrados acerca da performance física em diferentes horários do dia. Em estudo recente, Kline et al (2007) observaram influência do ciclo circadiano na performance de nado em indivíduos submetidos a estresse ambiental. Diferença no desempenho de tarefas aeróbicas também tem sido estudada, sendo que, Bernard et al (1998) identificaram melhor desempenho de pedalada no período da tarde e início da noite, 14:00 e 18:00h respectivamente, se comparado com o período da manhã (09:00h), já Dalton, McNaughton e Davoren (1997) não observaram diferença no desempenho de pedalada por 15 minutos em períodos do dia similares ao do estudo anteriormente citado, no entanto, as diferenças metodológicas podem ter sido importantes para a divergência nos achados.

Postula-se que a capacidade de gerar força muscular também seja influenciada pelo ciclo circadiano. Racianis et al (2005) constataram diferença nas medidas de força isométrica e na ativação eletromiográfica de indivíduos saudáveis em diferentes horários do dia e em circunstâncias de temperatura e umidade diferentes, já Deschenes et al (1998) só observaram variação no desempenho muscular de força em velocidades angulares altas através da dinamometria isocinética. Nota-se, então divergência nos estudos relacionados à performance muscular nos diferentes horários do dia, não sendo encontrado trabalhos que analisem a produção de força explosiva, manifestada nos primeiros 200ms de contração isométrica voluntária máxima.

A análise da área sob a curva de força nos primeiros 200ms fornece um parâmetro para análise da força explosiva, pois provê uma medida da área acumulada sob a curva momento/tempo^{3, 4}, o que representa uma análise do comportamento da força no decorrer de períodos de tempo previamente estipulados. No presente estudo, identificou-se que o desempenho de força é 24% maior no período da noite em relação à manhã, mas somente quando analisado o intervalo total de 200ms, indicando que o acúmulo de força durante todo o período de tempo estudado é maior no período da noite em relação à manhã, podendo este fato estar relacionado a fatores neurais e/ou bioquímicos.

A análise da curva força/tempo informa a capacidade de gerar força explosiva, ou seja, a habilidade de gerar um rápido incremento de força em curto espaço de tempo. Esta metodologia foi aplicada por AAGAARD et al (2002), visando avaliar a influência do treinamento de força na performance muscular.

A aplicação desta metodologia no presente trabalho permitiu identificar que, a taxa de incremento de força é maior no período da noite em relação ao da manhã nos primeiros 200ms de contração muscular, sendo essa diferença mais expressiva após os 100ms, uma vez que, a análise do RFD nos intervalos de tempo até 100ms não apresentou diferença entre os três períodos do dia, o que justifica a diferença encontrada na análise do impulso contrátil somente quando incluído o período de 100 a 200ms, uma vez que no turno da noite, a capacidade de incrementar força em curtos espaços de tempo apresentou-se 22% maior na noite em relação à manhã, após os 100 primeiros milissegundos de contração muscular.

A capacidade de produzir força máxima em curto espaço de tempo parece ser modificada por diversos fatores, postulando-se que a capacidade de sincronizar unidades motoras, a capacidade de modificar a frequência de disparo das unidades motoras, a variação na velocidade de condução nervosa e muscular, predominância de isoformas de MHC, velocidade de realização do ciclo de formação de pontes cruzadas e cinética do íon cálcio, possa exercer influência sobre este resultado^{3, 35, 68, 69, 70}.

A temperatura corporal é indicada como um fator que influencia a capacidade de produzir força. Farina et al 2005, demonstraram haver relação diretamente proporcional entre a temperatura da pele e a velocidade de condução das unidades motoras e Petrofsky & Laymon (2005) demonstraram haver uma relação inversa entre a velocidade de condução das unidades motoras e a temperatura após resfriamento. Desta forma, a temperatura parece ser negativamente correlacionada à duração do potencial de ação muscular e positivamente correlacionada com a velocidade de condução do sarcolema⁷², afetando a velocidade de propagação do estímulo muscular com conseqüente influência na capacidade de uma única

célula muscular iniciar novos ciclos de contração e contribuir para a produção de força em curtos períodos de tempo.

A maior temperatura atingida nos períodos da tarde e noite podem contribuir para a maior produção de força explosiva no turno da noite em relação à manhã. Estudos anteriores já denotavam a influência da temperatura corporal e da temperatura muscular na capacidade de produção de força muscular^{10, 73, 74} e em atividades neurocomportamentais⁷⁵. O aumento da velocidade de condução pode estar relacionado à maior capacidade de produção de força explosiva, uma vez que, a capacidade de incrementar força e conseqüentemente de gerar força em curtos intervalos de tempo é diretamente influenciada pelo sistema nervoso.

A disponibilidade de nutrientes também pode influenciar a capacidade de produção de força explosiva, já que esta está relacionada grandes gastos de ATP em curtos espaços de tempo²². A maior secreção de glicocorticóides no período da manhã pode influenciar o transporte de glicose, conforme citado na literatura^{27, 28}, o que poderia ser um fator limitante na produção de força pelas fibras do tipo IIb, também chamadas glicolíticas.

Recrutamento muscular: A eletromiografia representa uma importante ferramenta no estudo do comportamento neuromuscular durante contrações musculares isométricas máximas, sendo a análise do sinal EMG no domínio da frequência, através da frequência mediana, fonte de informações a respeito do recrutamento e da velocidade de condução nas fibras musculares^{63,64}.

Mudanças na frequência mediana para valores maiores são observadas em circunstâncias, como recrutamento de novas unidades motoras, recrutamento de unidades motoras maiores (fibras do tipo IIb) e aquecimento muscular, já diminuições dos valores da frequência mediana são observadas em condições de resfriamento muscular (crioterapia) e durante contrações fadigantes^{46, 59, 61; 62, 71}.

Apesar da diferença da temperatura corporal e da força explosiva nos diferentes horários do dia, não foi observada variação na frequência mediana nestes. A pequena variação na temperatura corporal, cerca de 0,5 C°, pode não ter sido suficiente para modificar a permeabilidade do sarcolema ao íon sódio, não influenciando assim na velocidade de condução e na taxa de recrutamento muscular, uma vez que os estudos que postulam tal hipótese são realizados com modificações da temperatura entre 24 e 45 C°^{46, 71}. A mensuração da temperatura corporal pode limitar conclusões a respeito da influência da temperatura na frequência mediana, já que esta pode não refletir a temperatura dos diferentes músculos.

A análise da adição de fibras musculares de maior diâmetro durante contrações isométricas máximas demonstra uma mudança na frequência mediana, observando-se um

aumento desta⁶³. Desta forma, descarta-se a possibilidade de variações no recrutamento de fibras de maior diâmetro nos diferentes horários do dia.

Guette, Gondin & Martin (2005), observaram variação no pico de torque de extensão de joelho, sendo este maior às 18:00h, a ativação eletromiográfica coletada simultaneamente, utilizando análise do sinal EMG no domínio do tempo, não demonstrou variação em contrações isométricas voluntárias máximas, concluindo que a variação da força em diferentes horários do dia se deve a fatores periféricos, ou seja, musculares e não neurais. Os presentes resultados corroboram com o trabalho citado anteriormente, já que o melhor desempenho de força se deu em momentos mais tardios do dia, sem modificações na atividade eletromiográfica.

A ausência de variação na taxa de recrutamento muscular representada pela frequência mediana nos diferentes horários do dia pode indicar que mecanismos intramusculares possam ser os responsáveis pela variação na força, já que não foi observada diferença na capacidade de recrutamento muscular mediado pelo sistema nervoso.

Outras hipóteses são sugeridas na literatura, existindo a possibilidade de influência hormonal e de fatores locais, como a homeostase do íon cálcio e do fosfato^{10, 45, 76}, previamente relatados como fatores influenciados pela temperatura e pelo ciclo circadiano⁴⁵. O ciclo de transição das pontes cruzadas também pode influenciar a taxa de produção de força em curtos espaços de tempo, havendo então a possibilidade de influências da temperatura nesta variável³⁵, o que poderia justificar a maior taxa de incremento de força e uma produção de força máxima 19% maior no período da noite em relação à manhã, sem modificações no recrutamento muscular, observado através da análise da frequência mediana.

Metodologia: Foram inseridos na amostra apenas indivíduos não praticantes de atividade física regular, uma vez que estudos anteriores demonstraram que o horário de treinamento pode influenciar a performance física⁶⁶. O número amostral utilizado neste estudo confere confiabilidade aos resultados estatísticos, uma vez que os demais trabalhos encontrados na literatura que se dispõem a estudar a variação da performance física nos diferentes horários do dia não excedem a um número amostral de quinze indivíduos^{10, 14, 15, 16, 66, 76}.

Para mensuração da força muscular e da atividade eletromiográfica foi utilizada contração isométrica voluntária máxima, já que esta forma de contração é a mais indicada para fins de análise de relações entre força e EMG⁵⁷.

Os horários escolhidos para as coletas cobrem uma lacuna na literatura, onde o horário de 18:00h é referido como o momento do dia de melhor performance muscular, havendo

declínio desta força após este horário. No entanto, os presentes dados indicam que o declínio previamente identificado entre às 18:00 e às 22:00h ⁶⁷ não é suficiente para reduzir a força muscular aos níveis de força identificados nos períodos da manhã e da tarde.

Recomenda-se que mais estudos sejam desenvolvidos repetindo-se as metodologias já aplicadas e controlando-se variáveis ainda não analisadas, como a rotina diária dos participantes, visando aumentar o conhecimento científico sobre a influência dos ritmos biológicos na performance muscular.

6 CONCLUSÃO

Os resultados obtidos neste trabalho demonstram que a capacidade de produzir força explosiva, através da análise do impulso contrátil e do nível de desenvolvimento de força, é maior nos períodos mais tardios do dia, o que coincide com uma maior temperatura corporal nestes períodos, sendo os mecanismos responsáveis pela variação da força explosiva justificada por mecanismos não neurais, devido à ausência de variação na frequência mediana do sinal eletromiográfico dos músculos rectus femoris e vastus lateralis.

Estes dados podem contribuir para o melhor entendimento das diferenças de rendimento esportivos nos diferentes horários do dia e nortear treinamentos de atletas que necessitam de desenvolver força explosiva em suas modalidades.

REFERÊNCIAS

1. PAAVOLAINEN, L; HÄKKINEN, K; HÄMÄLÄINEN, I; NUMMELA, A; RUSKO, H. Explosive-strength training improves 5-km running time by improving running economy and muscle power. **J. Appl. Physiol.**, v.86, n.5, p. 1527–1533, 1999.
2. SKELTON, D.A; KENNEDY, J; RUTHERFORD, O.M. Explosive power and asymmetry in leg muscle function in frequent fallers and non-fallers aged over 65. **Age Ageing**, v.31, p.119 – 125, 2002.
3. AAGAARD, P.; SIMONSEN, E. B.; ANDERSEN, J. L.; MAGNUSSON, P.; DYHRE-POULSEN, P. Increased rate of force development and neural drive of human skeletal muscle following resistance training. **J Appl Physiol.**, v.93, p. 1318–1326, 2002.
4. BAKER D, WILSON G, AND CARLYON B. Generality versus specificity: a comparison of dynamic and isometric measures of strength and speed-strength. **Eur J Appl Physiol.**, v. 68, p. 350–355, 1994.
5. HANNEMAN, S. K. Measuring Circadian Temperature Rhythm. **Biological Research for Nursing**, v. 2, n. 4, p. 236-248, 2001.
6. CAUTER, E. V.; LEPROULT, R.; KUPFER, D. J. Effects of Gender and Age on the Levels and Circadian Rhythmicity of Plasma Cortisol. **Journal of Clinical Endocrinology and Metabohsm.**, v. 81, n. 7, p. 2468-2473, 1996.
7. MIYAZAKI, T.; SATOKO H.; SATORU M.; SATO H.; KEN-ICHI H. Phase-advance shifts of human circadian pacemaker are accelerated by daytime physical exercise. **Am J Physiol Regulatory Integrative Comp Physiol.**, v.28, p. 197–205, 2001.
8. DIMITRIOU, L.; SHARP, N. C. C.; DOHERTY, M. Circadian effects on the acute responses of salivary cortisol and IgA in well trained swimmers. **Br. J. Sports Med.**, v. 36, p. 260-264, 2002.
9. DESCHENES, M. R.; KRAEMER, W. J.; BUSH, J. A.; DOUGHTY, T. A.; KIM, D.; MULLEN, K. M.; RAMSEY, K. Biorhythmic influences on functional capacity of human muscle and physiological responses. **Med. Sci. Sports Exerc.**, v. 30, n. 9, p. 1399-1407, 1998.
10. RACINAIS, S.; BLONC, S.; JONVILLE, S.; HUE, O. Time of Day Influences the Environmental Effects on Muscle Force and Contractility. **Med. Sci. Sports Exerc.**, v. 37, n. 2, pp. 256–261, 2005 (a).

11. DRUST, B.; WATERHOUSE, J.; ATKINSON, B.; EDWARDS, B; REILLY, T. Circadian rhythms in sports performance. **Chronobiol. Int.**, v. 22, n.1, p. 21-24, 2005.
12. BERNARD, T.; GIACOMONI, M.; GAVARRY, O.; SEYMAT, M.; FALGAIRETTE, G. Time-of-day effects in maximal anaerobic leg exercise. **Eur J Appl Physiol.**, v. 77, p. 133-138, 1998.
13. SEKIR, U.; ÖZYENER, F.; GÜR, H. Effect of time of day on the relationship between lactate and ventilatory thresholds: a brief report. **Journal of Sports Science and Medicine.**, v.1, p. 136-140, 2002.
14. BESSOT, N.; MOUSSAY, S.; CLARYS, J.P.; GAUTHIER, A.; SESBOÛÉ, B.; DAVENNE, D. The influence of circadian rhythm on muscle activity and efficient force production during cycling at different pedal rates. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 17, p.176–183, 2007.
15. GUETTE M, GONDIN J, MARTIN A. Time-of-day effect on the torque and neuromuscular properties of dominant and non-dominant quadriceps femoris. **Chronobiol Int.**, v. 22, n. 3, p. 541–58, 2005.
16. NICOLAS, A.; GAUTHIER, A.; TROUILLET, J.; DAVENNE, D The influence of circadian rhythm during a sustained submaximal exercise and on recovery process. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v.16, p.678-684, 2006.
17. ATKINSON, G. & REILLY, T. Ciradian variation in sports performance. **Sports Med.**, v. 21, p. 292-312, 1996.
18. KANDEL, E R.; SCHWARTZ, J. H.; JESSELL, T. M. **Princípios de neurociência**. São Paulo: Manole, 2003, 40-48p.
19. LENT, Roberto. **Cem bilhões de neurônios: conceitos fundamentais de neurociência**. São Paulo: Atheneu, 2004, 521-532p.
20. BALSALOBRE, A.; BROWN, S. A.; MARCACCI, L.; TRONCHE, F.; KELLENDONK, C.; REICHARDT, H. M.; SCHÜTZ, G.; SCHIBLER, U. Resetting of Circadian Time in Peripheral Tissues by Glucocorticoid Signaling. **SCIENCE**. v. 289, p. 2344- 2347, 2000.
21. DaPOIAN, A.T.; CARVALHO-ALVES, P.C. **Hormônios e Metabolismo: Integração e correlações clínicas**. São Paulo: Atheneu, 2002, p. 117-144.
22. MCARDLE, W.D.; KATCH, F. I.; KATCH, V.L. **Fisiologia do exercício: energia, nutrição e desempenho humano**. 5ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2003, 380-399p.

23. GUYTON, A.C.; HALL, J.E. **Tratado de fisiologia médica**. 10 ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2002, p. 68-91.
24. GOLDBERG, A. L. Protein turnover in skeletal muscle: effects of denervation and cortisone on protein catabolism in skeletal muscle. **Journal of biological chemistry**, v.244, n.12, p. 3223-3229, 1969.
25. SHAH, O. J., KIMBALL, S. R.; JEFFERSON, L. S. Acute attenuation of translation initiation and protein synthesis by glucocorticoids in skeletal muscle. **Am. J. Physiol. Endocrinol. Metab.**, v. 278, p. 76–82, 2000.
26. MA, K.; MALLIDIS, C.; BHASIN, S.; MAHABADI, V.; ARTAZA, J.; GONZALEZ-CADAVID, N.; ARIAS, J.; SALEHIAN, B. Glucocorticoid-induced skeletal muscle atrophy is associated with upregulation of myostatin gene expression. **Am J Physiol Endocrinol Metab.**, v. 285, p. 363–371, 2003.
27. HABER, R.S.; WEINSTEIN, S.P. Role of glucose transporters in glucocorticoid-induced insulin resistance. GLUT4 isoform in rat skeletal muscle is not decreased by dexamethasone. **Diabetes**. v. 41, p. 728-735, 1992.
28. SINGLETON, J. R.; BAKER, B. L.; THORBURN, A. Dexamethasone Inhibits Insulin-Like Growth Factor Signaling and Potentiates Myoblast Apoptosis. **Endocrinology**, v.141: p. 2945–2950, 2000.
29. KLINE, C.E.; DURSTINE, J.L.; DAVIS, J.M.; MOORE, T.A.; DEVLIN, T.M.; ZIELINSKI, M.R.; YOUNGSTEDT, S.D. Circadian variation in swim performance. **J Appl Physiol.**, v. 102, p. 641–649, 2007.
30. HUARD J., LI Y; FU F. H.. Muscle Injuries and Repair: Current Trends in Research. **J Bone Joint Surg Am.**, v. 84, p. 822-832, 2002.
31. JUNQUEIRA, L.C.; CARNEIRO, J. **Histologia básica**. Rio de Janeiro; Guanabara Koogan, 2004, p. 121-135.
32. CORMACK D. H. **Fundamentos de Histologia**. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1996, p.130-150.
33. CAMERON L.C., MACHACO M. **Tópicos avançados em bioquímica do exercício**. Rio de Janeiro: Shape, 2004, p. 129-154.

34. INGALLS C. P., GORDON L. W., JIA-ZHENG Z., SUSAN L. H., E ARMSTRONG R. B. Dihydropyridine and ryanodine receptor binding after eccentric contractions in mouse skeletal muscle. **J Appl Physiol.**, v. 96, p. 1619–1625, 2004.
35. CLEMMENS, E. W.; ENTEZARI, M.; MARTYN, D. A.; REGNIER, M. versus Different effects of cardiac in vitro skeletal muscle regulatory proteins on measures of actin filament speed and force. **J. Physiol.**, v. 566, p. 737-746, 2005.
36. HAMILL, J.; KNUTZEN, K. M. **Bases biomecânicas do movimento humano**. São Paulo: Manole, 1999, p. 72-102.
37. BASMAJIAN, J. V.; DeLUCA, C. J. **Muscles alive: Their Functions Reveled by Electromuography**. Baltimore, Willians & Wilkins, 1985, p. 220-300.
38. ROBERGS, R. A.; ROBERTS, S. O. **Princípios Fundamentais de Fisiologia do Exercício para Aptidão, Desempenho e Saúde**. São Paulo: Phorte, 2002. p. 93-101.
39. MAUGHAN, R.; GLESSON, M.; GREENHAFF, P.L. **Bioquímica do exercício e do treinamento**. São Paulo: Manole, 2000, p. 10-23.
40. LIPPERT, L. S. **Cinesiologia Clínica para Fisioterapeutas**. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2003. 59-70p.
41. KISNER, C; COLBY, L. A. **Exercícios terapêuticos**. Barueri: Manole, 2005, p. 171-180.
42. COHEN, M; ABDALA, R. J; **Lesões nos Esportes – Diagnóstico, Prevenção e Tratamento**. Rio de Janeiro: Revinter, 2003, p. 398.
43. CARVALHO C., CARVALHO A. Não se deve identificar força explosiva com potência muscular, ainda que existam algumas relações entre ambas. **Rev Port Cien Desp.**, v. 6, n. 2, p. 241–248, 2007.
44. FOSS, M. L.; KETEVAN, S. J. **Bases fisiológicas do exercício e do esporte**. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2000, p. 307.
45. MARTIN A, CARPENTIER A, GUISSARD N, VAN HOECKE J, DUCHATEAU J. Effect of time of day on force variation in a human muscle. **Muscle Nerve**, v. 22, p. 1380–7, 1999.

46. PETROFSKY J., LAYMON M. The Relationship between Muscle Temperature, MUAP Conduction Velocity and the Amplitude and Frequency Components of the Surface EMG During Isometric Contractions. **Basic Appl Myol.**, v. 15, n. 2, p. 61-74, 2005.
47. CRAM JR, KASMAN GS, HOLTZ J. **Introduction to surface electromyography.** Gaithersburg: Aspen Publication, 1998, p. 5-50.
48. PORTNEY, L. **Eletromiografia e Testes de Velocidade de Condução Nervosa.** In: O'SULLIVAN, S. SCHMITZ, T.J. **Fisioterapia: Avaliação e Tratamento.** 2ª ed. São Paulo: Manole, 1993, p. 183-223.
49. SODERBERG G.L., KNUTSON L.M. A guide for use and interpretation of kinesiological electromyographic data. **Physical Therapy**, v. 80, p. 485-498, 2000.
50. OCARINO, J.M.; SILVA, P.L.P.; VAZ, D.V.; AQUINO, C.F.; BRÍCIO R.S.; FONSECA S.T. Eletromiografia: interpretação e aplicações nas ciências da reabilitação. **Revista Fisioterapia Brasil**, v.6, n.4, p. 305-309, 2005.
51. FARINA D, FATTORINI L., FELICI F., FILLIGOI G. Nonlinear surface EMG analysis to detect changes of motor unit conduction velocity and synchronization. **J Appl Physiol.**, v.93, p. 1753–1763, 2002.
52. CORREA, P.P.; SANTOS, P.M.; VELOSO, A. **Electromiografia: fundamentação fisiológica, métodos de recolha, processamento e aplicações cinesiológicas.** Lisboa: Edições FMH, 2003, p. 12-25.
53. SUTHERLAND, D.H. The evolution of clinical gait analysis part I. **Gait and posture**, v. 14, p.61-70, 2001.
54. HERMENS, H.J. ; FREKIS, B.; MERLETTI, R.; STEGMAN, D.; BLOK, J.; RAU, G.; KLUG, C.D.; HÄGG, G. **SENIAM – EUROPEAN RECOMMENDATIONS FOR SURFACE ELECTROMYOGRAPHY**, 1999.
55. PINTO, L. C. **Eletromiografia Clínica.** São Paulo: Atheneu, 1996, p. 31.
56. LOWERY M. M., STOYKOV N. S., KUIKEN, T. A. A simulation study to examine the use of crosscorrelation as an estimate of surface EMG cross talk. **J Appl Physiol.**, v.94, p. 1324–1334, 2003.
57. DeLUCA CJ. The use of surface electromyography in biomechanics. **J Appl Biomech.**, v. 13, p. 135–163, 1997.

58. SHULTZ S. J., PERRIN D. H. Using Surface Electromyography To Assess Sex Differences in Neuromuscular Response Characteristics. **Journal of Athletic Training.** v.34 n. 2, p. 165-176, 1999.
59. CLARK, BRIAN C., MANINI T. M., THÉ D. J., DOLDO N. A., PLOUTZ-SNYDER L. L. Gender differences in skeletal muscle fatigability are related to contraction type and EMG spectral compression. **J Appl Physiol.**, v. 94, p. 2263–2272, 2003.
60. ENOKA RM. **Neuromechanics of Human Movement.** Champaign, IL: Human Kinetics, 2002, p. 27-55.
61. BROMAN H, DeLUCA CJ, MAMBRITO B: Motor unit recruitment and firing rates interaction in the control of human muscles. **Brain Res.**, v. 337, p. 311-319, 1985.
62. ARENDT-NIELSEN L, MILLS KR: Muscle fibre conduction velocity, mean power frequency, mean EMG voltage and force during submaximal fatiguing contractions of human quadriceps. **Eur J Appl Physiol Occup Physiol.**, v. 58, p. 20-25, 1988.
63. PINCIVERO, D. M.; CAMPY, R. M.; SALFETNIKOV, Y.; BRIGHT, A. & ALAN J. COELHO. Influence of contraction intensity, muscle, and gender on median frequency of the quadriceps femoris. **J Appl Physiol.**, v.90, p. 804–810, 2001.
64. KUPA E.J., ROY S.H., KANDARIAN S.C. & De LUCA CJ. Effects of muscle fiber type and size on EMG median frequency and conduction velocity. **J Appl Physiol.**, v. 79, p. 23–32, 1995.
65. BILODEAU M, CINCERA M, GERVAIS S, ARSENAULT AB, GRAVEL D, LEPAGE Y; MCKINLEY P. Changes in the electromyographic spectrum power distribution caused by a progressive increase in the force level. **Eur J Appl Physiol.**, v.71, p. 113–123, 1995.
66. DALTON, B.; MCNAUGHTON, L.; DAVOREN, B. Circadian rhythms have no effect on cycling performance. **Int. J. Sports Med.**, v. 18, p. 538-542, 1997.
67. GUETTE M, GONDIN J, MARTIN A. Time-of-day effect on the torque and neuromuscular properties of dominant and non-dominant quadriceps femoris. **Chronobiol Int.**, v. 22, n. 3, p. 541–58, 2005.
68. FERRARIO VF, TREDICI G, CRESPI V. Circadian rhythm in human nerve conduction velocity. **Chronobiologia**, v. 7, n. 2, p. 205–9, 1980.

69. HÄKKINEN, K.; KOMI, P. V.; ALEN, M.. Effects of explosive type strength training on isometric force and relaxation time, electromyographic and muscle fibre characteristics of leg extensor muscles. **Acta Physiol. Scand.**, v. 125, p. 587–600, 1985.
70. HÄKKINEN, K. Neuromuscular adaptation during strength training, aging, detraining, and immobilization. **Crit. Rev. Phys. Reh. Med.**, v. 6, p. 161–198, 1994.
71. FARINA, D, ARENDT-NIELSEN L., GRAVEN-NIELSEN T. Effect of temperature on spike-triggered average torque and electrophysiological properties of low-threshold motor units. **J Appl Physiol.**, v. 99, p. 197–203, 2005.
72. COULANGE, M.; HUG, F.; KIPSON, N.; ROBINET, C.; DESRUELLE, A. V.; MELIN, B.; JIMENEZ, C.; GALLAND, F.; JAMMES, Y. Consequences of prolonged total body immersion in cold water on muscle performance and EMG activity. **Eur J Physiol.**, v. 452, p. 91–101, 2006.
73. BERGH U, EKBLÖM B. Influence of muscle temperature on maximal muscle strength and power output in human skeletal muscles. **Acta Physiol Scand.**, v. 107, n. 1, p. 33–7, 1979.
74. CORNWALL, M. W. Effect of temperature on muscle force and rate of muscle force production in men and women. **J. Occup. Sports Phys. Ther.**, v. 20, p. 74–80, 1994.
75. WRIGHT, K. P.; JR.; HULL, J. T. & CZEISLER, C. A. Relationship between alertness, performance, and body temperature in humans. **Am J Physiol Regul Integr Comp Physiol.**, v. 283, p. 1370–1377, 2002.
76. RACINAIS, S.; BLONC, S.; HUE, O. Effects of Active Warm-up and Diurnal Increase in Temperature on Muscular Power. **Med.Sci. Sports Exerc.**, v. 37, n. 12, p. 2134–2139, 2005 (b).

ANEXO A: Comitê de Ética em Pesquisa



COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA UNIVERSIDADE DO VALE DO PARAÍBA UNIVAP

CERTIFICADO

Certificamos que o Protocolo n.º H194/CEP/2007, sobre “*Análise do desempenho de força e da amplitude de sinal eletromiográfico dos extensores de joelho nos diferentes horários do dia*”, sob a responsabilidade de **Rafael Pereira de Paula**, está de acordo com os Princípios Éticos, seguindo as Diretrizes e Normas Regulamentadoras de Pesquisa Envolvendo Seres Humanos, conforme Resolução n.º 196/96 do Conselho Nacional de Saúde e foi **aprovado** por esta Comissão de Ética em Pesquisa.

Informamos que o pesquisador responsável por este Protocolo de Pesquisa deverá apresentar a este Comitê de Ética um relatório das atividades desenvolvidas no período de 12 meses a contar da data de sua aprovação.

São José dos Campos, 15 de maio de 2007.

PROF. DR. LUÍS VICENTE FRANCO DE OLIVEIRA
Presidente do Comitê de Ética em Pesquisa
Universidade do Vale do Paraíba – Univap

ANEXO B: Termo de Consentimento Livre e Esclarecido

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO - TCLE

- a) A capacidade de produção de força e de sinal eletromiográfico varia nos diferentes horários do dia, de modo dependente dos ajustes fisiológicos que ocorrem durante o dia devido ao ciclo circadiano. O objetivo deste estudo é verificar as mudanças na força muscular e no sinal eletromiográfico induzidas pelo ciclo circadiano.
- b) Os procedimentos conferem baixo risco físico ou psíquico aos participantes.
- c) Os participantes devem procurar o responsável pelo projeto em caso de dúvidas, assim como se sentirem lesados ou prejudicados em qualquer momento da execução da pesquisa ou após seu término.
- d) A duração da pesquisa será de 1 (uma) semana onde serão feitas medidas corporais, coletas de sinal eletromiográfico e da força muscular isométrica e realização de atividade física com o seguinte cronograma: uma avaliação antropométrica (estatura, massa corporal), três coletas de sinal eletromiográfico (eletromiografia de superfície) e da força muscular isométrica em horários diferentes (07:30-930h, 13:30-15:30h e 19:30-21:30h). Não cabendo ao participante nenhum ônus financeiro.
- e) Todos os procedimentos são rotineiramente realizados em pesquisas científicas sem relatos de prejuízos físicos ou psíquicos aos participantes. Todas as etapas serão acompanhadas por pessoal qualificado e habilitado, em local higienizado e seguro, sendo todo o material de coleta descartável.
- f) O presente termo não representa contrato ou vínculo irrevogável, podendo o participante abandonar o estudo quando bem entender.
- g) As informações serão utilizadas no projeto de pesquisa e serão publicados sem prejuízo ao anonimato dos envolvidos, devendo-se procurar Rafael Pereira de Paula (22 88113603) em caso de dúvidas.
- h) Em caso de necessidade de indenização por dano físico ou psíquico, os valores serão acertados de acordo com a gravidade dos fatos, sendo Rafael Pereira de Paula (22 88113603) o responsável pelo trabalho.

Todas as técnicas experimentais, assim como a metodologia, seguem as Diretrizes e Normas Regulamentadoras de Pesquisas Envolvendo Seres Humanos, estabelecidas na Resolução n.º 251, de 07 de agosto de 1997, do Conselho Nacional de Saúde e na Resolução N.º 196, de 10 de outubro de 1996.

Se você concorda em participar assine o termo de consentimento abaixo.

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Eu, abaixo assinado, dou meu consentimento livre e esclarecido para participar do projeto de pesquisa descrito acima, tendo recebido uma cópia deste termo de consentimento. Declaro, também, que tive oportunidade de questionar maiores detalhes sobre o estudo e que estou ciente de que meus dados permanecerão confidenciais. Assinando este termo, autorizo minha participação voluntária neste projeto, do qual eu posso me retirar a qualquer momento, sem penalidades.

Nome (sujeito da pesquisa): _____

RG: _____

Assinatura: _____

Data: ____/____/____

Nome (Pesquisador Responsável): _____

RG: _____

Assinatura: _____

Nome (Pesquisador Auxiliar): _____

RG: _____

Assinatura: _____

ANEXO C: Função aplicada para identificação da frequência mediana a partir da FFT

```

function mf=psanalyse(y,a)
%Fourier Transform of Electromyographic (EMG) Signals
%   x=psanalyse(y,a) performs discrete fourier transfer of a vector of
%   EMG signals of y which is sampled at a Hz, plots the magnitude of
%   each frequency of the fft spectrum, and returns the median
%   frequency mf.
ps = fft(y,512);
f = a*(0:256)/512;
m = abs(ps);
m2=m(1:257);
plot(f,m2)
ylabel('Magnitude');
xlabel('Frequency (Hz)');
hold on
r=0.5*sum(m2);
for n=1:257
    if sum(m2(1:n))>=r
        i=n;
        break
    end
end
mf=f(i);
point1=[mf mf];
point2=[0 max(m2)];
plot(point1, point2,'LineWidth',2,'Color',[.6 0 0])
s=['median frequency=', num2str(mf)]
text(mf+1, max(m2), s, 'Color',[.6 0 0]);
hold off

```