

Universidade Federal de Juiz de Fora

Pós-Graduação em Educação Física

Mestrado em Educação Física

Guilliber Carlos da Fonseca

**Proposta Metodológica Para Avaliação Quantitativa da Fase Rápida da Curva
Força-Tempo na Prensão Manual de Pacientes com Doença Renal Crônica**

Juiz de Fora

2010

Guilliber Carlos da Fonseca

**Proposta Metodológica Para Avaliação Quantitativa da Fase Rápida da Curva
Força-Tempo na Preensão Manual de Pacientes com Doença Renal Crônica**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-graduação em Educação Física, área de concentração: Aspectos Biodinâmicos do Movimento Humano, da Universidade Federal de Juiz de Fora, como requisito parcial para obtenção do título de Mestre em Educação Física.

Orientador: Prof. Dr. José Marques Novo Júnior

Juiz de Fora

2010

Fonseca, Guilliber Carlos da.

Proposta metodológica para avaliação quantitativa da fase rápida da curva força-tempo na preensão manual de pacientes com doença renal crônica / Guilliber Carlos da Fonseca. – 2010.

76 f. : il.

Dissertação (Mestrado em Educação Física)–Universidade Federal de Juiz de Fora, Juiz de Fora, 2010.

1. Insuficiência renal crônica. 2. Esportes – Aspectos médicos. I. Título.

CDU 616.61

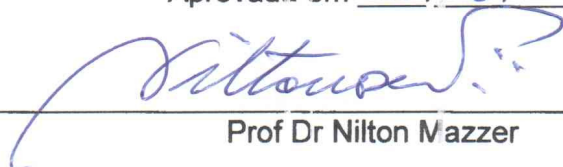
Proposta Metodológica Para Avaliação Quantitativa da Fase Rápida da Curva Força-Tempo na Prensão Manual de Pacientes com Doença Renal Crônica

Guilliber Carlos da Fonseca

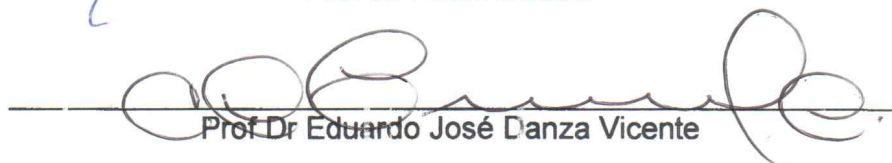
Prof Dr. José Marques Novo Júnior

Dissertação de Mestrado submetida ao Programa de Pós-Graduação em Educação Física, da Universidade Federal de Juiz de Fora - UFJF, como parte dos requisitos necessários à obtenção do título de Mestre em Educação Física.

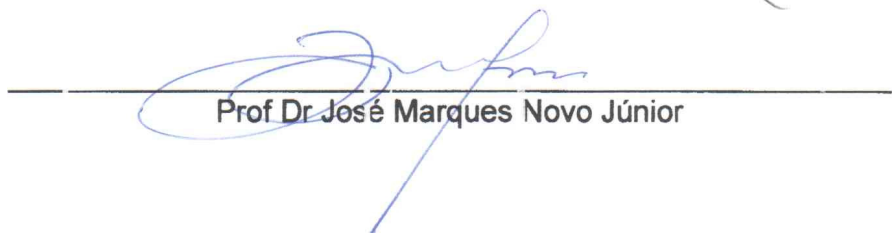
Aprovada em 25 / 03 / 2010



Prof Dr Nilton Mazzer



Prof Dr Eduardo José Danza Vicente



Prof Dr José Marques Novo Júnior

RESUMO

Proposta Metodológica Para Avaliação Quantitativa da Fase Rápida da Curva Força-Tempo na Preensão Manual de Pacientes com Doença Renal Crônica

A Doença Renal Crônica (DRC) é caracterizada pela perda da capacidade de filtragem dos rins. O paciente com DRC tem diminuição dos níveis de força muscular e de condicionamento físico, os quais estão diretamente ligados à qualidade de vida e à realização das atividades da vida diária. A atividade física, especificamente o treinamento de força, pode ser utilizada como uma intervenção não farmacológica para o tratamento da doença. Para a realização desse tipo de programa há a necessidade da identificação do volume e intensidade do treinamento neuromuscular, através de testes de carga. No entanto, a aplicação dos testes de carga dinâmica máxima (uma repetição máxima ou de peso por repetição) não é adequada para pacientes com DRC em razão do seu baixo nível de força muscular. Antes de se definir qual o melhor teste para avaliação da carga de treinamento, é necessário, primeiramente, identificar as características da produção da força muscular nesses pacientes. Para tanto, os testes de esforço muscular isométrico parecem ser ideais para isso, em específico o da dinamometria computadorizada de preensão da mão que, além de fácil aplicação, possibilita a avaliação do comportamento da contração muscular através da análise da curva força-tempo. Neste estudo propõe-se uma técnica para análise das curvas, em sua fase de produção de força (fase rápida) através do ajuste, por quadrados mínimos, de um modelo matemático com quatro parâmetros (a, b, c, d). A amostra foi composta de 31 pacientes com DRC (51 ± 15 anos, $69,94 \pm 13,34$ kg e $1,65 \pm 0,08$ m) e 4 sujeitos hipertensos (37 ± 14 anos, $75,1 \pm 16,5$ kg e $1,72 \pm 0,12$ m), como controle. Foram utilizados os dinamômetros JAMAR (referência) e o transdutor de preensão manual computadorizado, com empunhadura modificada. Não foram observadas diferenças significativas entre os valores de força máxima dos membros dominante e não dominante, e dos parâmetros b ($p = 0,18$), c ($p = 0,35$) e d ($p = 0,05$). Somente os valores da pré-carga ($p < 0,001$) e do parâmetro a ($p < 0,001$) foram significativamente diferentes, o que significa dizer que o paciente com DRC inicia o teste com força inicial maior do que o grupo controle e atinge mais lentamente o valor máximo de força. Novas pesquisas baseadas em diferentes protocolos de

testes de esforço muscular isométrico poderão confirmar as ações específicas das unidades motoras de contração lenta e rápida em cada fase da curva força-tempo.

Palavras-chave: Esforço isométrico. Teste de prensão. Doença renal crônica. Curvas força-tempo. Modelagem matemática.

ABSTRACT

Methodological proposal for quantitative assessment of the fast phase of the handgrip force-time curve with chronic kidney disease patients.

The chronic kidney disease (CKD) is characterized by lost in kidney filtration capacity. These patients with CKD have decreased levels of muscle strength, physical functioning, which is connected with daily activities and quality of life. The physical activity can be employed as a non pharmacologic procedure, but to programming a physical training is necessary evaluated the features to be work. The standard of evaluations must be observed to ensure pureness of datum collected. The evaluation of strength-time curve can be one methodology used to clarify the muscle contraction behavior. So, we proposed a methodology of curve analysis of patients with CKD, using non linear and linear mathematic parameter mode, which when evaluated allow us make correspondence with muscle contraction physiology. The sample was determined by 31 patients (51 ± 15 years old, $69,94 \pm 13,34$ kg e $1,65 \pm 0,08$ meters) with CKD and 4 individuals with high blood pressure (37 ± 14 years old, $75,1 \pm 16,5$ kg e $1,72 \pm 0,12$ meters), they were evaluated by handgrip test in 2 moments with 2 different dynamometers. Significant differences were not observe between values of maximal strength, between members and parameters [b] ($p=0,18$), [c] ($p=0,35$) e [d] ($p=0,05$). Merely the values of preload ($p = 0,00000014$), of [a] parameter ($p=0,00078$), and the values of patients strength between dynamometers were significant different: right ($p = 0,00003$) and left ($p = 0,0001$). Using the parameters of strength-time curve become a methodology with good price, non-invasive and could be applied easily in the evaluations. The necessity of new instigations employed the analysis methods is evident.

Key-words: isometric effort. Handgrip test. Chronic kidney disease. Force-time curves. Mathematical modelling.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 – Posicionamento para a apreensão manual de acordo com as recomendações da ASHT.....	24
Figura 2 - Identificação dos aspectos nos dinamômetros JAMAR e dinamômetro computadorizado.....	25
Figura 3 – Equipamentos para aferição.....	26
Figura 4 – Vista lateral do dinamômetro hidráulico de mão JAMAR®.....	27
Figura 5 – Vista lateral do dinamômetro de mão computadorizado da EMG System® com empunhadura modificada.....	27
Figura 6 – Condicionador de sinais de oito canais da EMG System®.....	28
Figura 7 – Representação gráfica da curva força-tempo.....	29
Figura 8 – Representação gráfica do procedimento de identificação do ponto inicial da curva a ser analisada.....	32
Figura 9 – Representação da curva força-tempo analisada que vai do início da curva (instante da 3ª. derivada) até o valor de força máxima, identificada como fase rápida da curva.....	33
Figura10 – Representação do ajuste do modelo à fase rápida e a distribuição dos resíduos ao longo da curva.....	34
Figura 11 - Comparação dos valores de pré-carga e dos parâmetros da curva Força-tempo.....	36
Figura 12 – Comparação dos valores de força máxima entre os membros através de <i>boxplots</i>	37
Figura 13 – Boxplot de comparação dos valores de força máxima (mão direita) entre os dinamômetros.....	39
Figura 14 – Boxplot de comparação dos valores de força máxima (mão esquerda) entre os dinamômetros.....	39

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Estagiamento da DRC, segundo critérios adotados pela NKF.....	14
Tabela 2 – Média e Desvio Padrão da Amostra.....	35
Tabela 3 – Média e Desvio Padrão dos Valores de Pré-carga e dos Parâmetros da Curva Força-Tempo.....	35
Tabela 4 – Média e Desvio Padrão dos Valores de Força Máxima Adquirida no Jamar [®] e com Empunhadura Modificada.....	38

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

AF – Atividade Física

ASHT – American Society of Hand Therapists

CAS – Centro de Atenção à Saúde

CD – Comprimento dos dedos

CEP – Comitê de Ética e Pesquisa

CKD – Chronic Kidney Disease

CM – Comprimento da mão

Cols. – Colaboradores

CV – Coeficiente de Variação

CVM – Contração Voluntária Máxima

DC – Diâmetro ósseo do punho

DM – Diabetes Mellitus

DP – Diâmetro ósseo

DPOC – Doença Pulmonar Obstrutiva Crônica

DRC – Doença Renal Crônica

FG – Filtração Glomerular

HAS – Hipertensão Arterial Sistêmica

ICC – Insuficiência Cardíaca Congestiva

JAMCont – Valores de força máxima dos indivíduos controle coletados com o dinamômetro JAMAR

JAMPac – Valores de força máxima dos pacientes coletados com o dinamômetro JAMAR

Jmfitfast – Nome da função utilizada nos calculos matemáticos

IMEPEN – Instituto Mineiro de Estudos e Pesquisas em Nefrologia

IRA – Insuficiência Renal Aguda

K/DOQI – Kidney Disease Outcomes Quality Initiative

LM – Largura da mão

MATLAB – Programa utilizado na análise dos dados (MATrix LABoratory)

MODCont – Valores de força máxima dos indivíduos controle coletados com o dinamômetro JAMAR

MODPac – Valores de força máxima dos pacientes coletados com o dinamômetro JAMAR

NIEPEN – Núcleo Interdisciplinar de Estudos e Pesquisa em Nefrologia

NKF – National Kidney Foundation

PAD – Pressão Arterial Diastólica

PAS – Pressão Arterial Sistólica

PCR – Proteína C reativa

PREVENRIM – Ambulatórios da Pré-diálise do NIEPEN

RFG – Ritmo de Filtração Glomerular

SEF – Serviço de Educação Física

TCLE – Termo de Consentimento Livre e Esclarecido

TRS – Terapia Renal Substitutiva

UFJF – Universidade Federal de Juiz de Fora

VFC – Variabilidade da Frequência Cardíaca

WINDAQ – Software utilizado para aquisição dos dados no laboratório do CAS

SUMÁRIO

1 – INTRODUÇÃO	12
2 – OBJETIVO	20
3 – METODOLOGIA	21
3.1 – SUJEITOS.....	21
3.2 – PROTOCOLOS DE AVALIAÇÃO.....	23
3.3 – EQUIPAMENTOS.....	26
3.4 – ANÁLISES DOS DADOS.....	28
3.4.1 – MODELO MATEMÁTICO.....	30
3.4.2 – ROTINA DE ANÁLISE.....	30
3.4.3 – OUTRAS ANÁLISES.....	34
4 – RESULTADOS.....	35
5 – DISCUSSÃO.....	40
6 – CONCLUSÃO.....	47
7 – REFERÊNCIAS.....	49
8 – ANEXO.....	58

1 - INTRODUÇÃO

Os rins são responsáveis pela regulação do volume e do pH sanguíneo, da pressão arterial, do nível de glicose e da composição iônica do sangue. Também possui a função de manutenção da osmolaridade, liberação de hormônios, excreção de resíduos e substâncias estranhas ao organismo. Localizam-se no abdômen, posteriormente ao peritônio e lateralmente a coluna vertebral. No adulto, o rim possui entre 11 a 13 centímetros (cm) de comprimento, 5 a 7,5 cm de largura e 2,5 e 3 cm de espessura, sendo o esquerdo mais fino e estreito e o direito normalmente localiza-se ligeiramente abaixo do rim esquerdo devido ao lobo direito do fígado. Em sua anatomia o rim é dividido em duas regiões principais: o córtex renal e a medula renal que consiste das pirâmides renais (varia de oito a dezoito estruturas) (NETTER, 2000).

Essas duas regiões formam o parênquima do rim, que é constituído por cerca de um milhão de unidades funcionais chamadas néfrons, responsáveis pela formação da urina. Em média os rins filtram 170 litros diariamente; mas normalmente, em um homem adulto saudável, o ritmo de filtração glomerular (RFG) aproxima-se de 120 mL/min/1,73m²(ZATZ, 2002)

O rim é um órgão vital ao funcionamento do organismo humano e sua importância é notada quando alguma anormalidade se apresenta, como por exemplo, a diminuição do Ritmo de Filtração Glomerular (RFG). Manifestando-se de forma abrupta, denominamos de Insuficiência Renal Aguda (IRA). Segundo Zatz (2002, p.262), se isso ocorrer, o impacto será imediato e potencialmente grave: o indivíduo rapidamente retém uréia e outros catabólitos, produz acidose metabólica e distúrbios eletrolíticos, bem como a retenção de volume, podendo, por exemplo, desenvolver edema pulmonar.

A diminuição do RFG ocorre lentamente devido ao envelhecimento, tabagismo, Hipertensão Arterial Sistêmica (HAS) e Diabetes Mellitus (DM) (ASTOR et al, 2008), fazendo com que o indivíduo possa desenvolver a DRC. A diminuição da filtração glomerular (FG) é um sinal fisiológico do desenvolvimento dessa patologia, que resulta no acúmulo desses subprodutos no organismo (VANHOLDER

et al, 2001). Esse prejuízo na função renal gera comprometimento em todo organismo do paciente, podendo haver alterações físicas, sociais e emocionais.

A DRC é definida e classificada perante alguns critérios, de acordo com o documento *Kidney Disease Outcomes Quality Initiative (K/DOQI)* publicado pela *National Kidney Foundation (NKF)* em 2002. Para diagnosticar o paciente como portador da doença ele deve possuir uma lesão renal irreversível, presente por um período igual ou superior a três meses, definida por anormalidades estruturais e/ou funcionais do rim, com ou sem diminuição do RFG (NKF, 2002), podendo haver alterações cardiovasculares, metabólicas e osteomioarticulares. A classificação se fez necessária devido à alta incidência e prevalência da DRC, e segundo Pecoits-Filho (2004), a estimativa da FG representa uma ótima maneira de mensurar a função renal.

No Brasil é utilizada para o cálculo da FG a fórmula de Cockcroft-Gault, onde no seu cálculo utiliza a idade, peso, sexo e a creatinina sérica que é representada por $FG (mL/min) = (140 - idade) \times peso \times (0,85 \text{ se mulher}) / 72 \times Creat_{ser}$. Existem outras maneiras para se realizar o cálculo, além de utilizar as mesmas variáveis da fórmula de Cockcroft-Gault leva em consideração a raça (LEVEY et al, 1999). Sendo o Brasil um país e miscigenações, a definição da raça torna-se um fator limitante para sua utilização em pesquisas e no meio clínico (PECOITS-FILHO, 2004).

A própria NKF (2002), classificou a DRC em estágios, os quais são definidos como mostra a Tabela 1.

O estagiamento teve como objetivo padronizar a terminologia, para facilitar a comunicação dos profissionais de saúde envolvidos no tratamento dos pacientes com DRC. Esta ação, além de evitar a ambigüidade dos termos empregados, também é a forma mais simplificada de troca de informação da equipe com o paciente, e dele com seus familiares ou responsáveis (BASTOS et al, 2004).

As orientações e prescrições fornecidas aos pacientes têm por objetivo tornar a evolução da DRC mais lenta, retardando a entrada do paciente na TRS. Entre as terapias podemos citar a hemodiálise, a diálise peritoneal e o transplante, quando a doença não evolui para o estágio cinco ele é mantido no tratamento conservador (pré-diálise).

Tabela 1 – Estagiamento da DRC, segundo critérios adotados pela NKF em 2002.

Estágio	Descrição	FG (mL/min/1,73m ²)
1	Lesão renal com FG normal ou aumentado	≥ 90
2	Lesão renal com leve diminuição do FG	60 – 89
3	Lesão renal com moderada diminuição do FG	30 – 59
4	Lesão renal com acentuada diminuição do FG	15 – 29
5	Falência renal funcional ou em Terapia Renal Substitutiva (TRS)	<15

Com o passar dos anos, principalmente após a terceira década de vida, nosso organismo entra em um declínio fisiológico e, aliado a uma alimentação pobre em nutrientes, com uma vida de estresse e sedentária, esse processo torna-se acelerado. Existem algumas medidas para atenuar essa perda, dentre elas a realização de atividade física que é utilizada como um fator importante na qualidade de vida das pessoas sendo uma forma de manutenção da saúde (BLAIR & CHURCH, 2004).

A prática de atividade física pode ser utilizada como uma terapia não farmacológica no tratamento de várias doenças crônicas, dentre as quais podemos citar a HAS, a DM, a doença pulmonar obstrutiva crônica (DPOC), a insuficiência cardíaca congestiva (ICC) e a DRC. Desenvolvendo alguma dessas patologias o paciente pode ter sua tolerância ao exercício diminuída, e uma das conseqüências desse fato seria a mudança no gasto energético diário. Com o desequilíbrio dos valores calóricos gastos e ingeridos aliada à diminuição da atividade física, poderá ocorrer elevação do peso corporal.

A mudança do peso corporal total do paciente pode estabilizar, porém a composição corporal será modificada, ocorrendo ganho de gordura e a perda de massa muscular magra. Segundo Gosker e cols. (2003) em seu estudo com pacientes com DPOC e ICC, foi verificado que a massa livre de gordura é o melhor preditor da capacidade de exercício do que a função pulmonar ou a função ventricular esquerda.

A perda progressiva da massa corporal magra e os distúrbios no metabolismo de aminoácidos favorecem a desnutrição nos pacientes com DRC, sendo esta associada ao aumento da morbi-mortalidade. A diminuição das atividades diárias e o desempenho nos exercícios estão diretamente relacionados com as anomalias da função muscular que pode ser observada nos primeiros estágios da doença. Em contrapartida, a fisiopatologia da perda muscular no indivíduo renal crônico é desconhecida e está relacionada com os diversos fatores que influenciam esse mecanismo (LEIKIS et al, 2006).

Existem vários mecanismos que aumentam a degradação protéica nesses pacientes. Um deles é a incapacidade dos rins em manter o balanço ácido-básico durante a DRC, desencadeando o processo de acidose metabólica que está envolvida com ativação da via proteolítica ubiquitina proteossoma dependente de ATP (PICKERING et al, 2002; BAILEY et al, 1996). À medida que a DRC evolui, acredita-se que há um agravamento da perda de massa muscular associada também à redução da ingesta protéica e, conseqüentemente, dos níveis de força (ADAMS, 2006).

A perda de força é evidenciada no trabalho de Ikizler (2006), onde podemos encontrar uma representação esquemática simplificada dos fatores que modificam o desempenho físico em pacientes em hemodiálise. O esquema mostra questões que influenciam a perda de massa muscular como a redução da ingesta protéica, a deficiência de substratos como a carnitina e a fosfocreatina, o catabolismo associado à diálise¹, os desequilíbrios metabólicos e suas comorbidades. Também aponta que a manutenção da massa muscular permite a realização de atividade física e quando o paciente se exercita há manutenção da musculatura esquelética.

¹ Processo físico-químico pelo qual duas soluções de concentrações diferentes são separadas e após um determinado tempo as concentrações se igualam.

Mas os fatores se associam não só diretamente com a perda muscular, mas também com as comorbidades que influenciam diretamente na ingestão de nutrientes e o catabolismo associado à diálise prejudicando a realização dos exercícios físicos.

Na literatura já está evidenciado que o tratamento ativo pode ser capaz de reverter, pelo menos, um componente da perda de massa muscular (PAINTER, 2005). A terapêutica farmacológica sendo combinada com as intervenções nutricionais e exercícios resistidos é uma ferramenta de grande importância utilizada pelos profissionais responsáveis. Nesse intuito, Johansen e cols. (2006) realizaram um estudo que durante um período de três meses foi combinado ao exercício resistido, um esteróide anabólico – decanoato de nandrolona. Verificou-se que houve melhora na massa magra com a combinação fármaco-exercício, mas também mostrou uma melhora significativa do grupo que realizou somente o exercício neuromuscular. Esse achado é de grande importância, porque a perda de massa muscular pode ser uma condição tratável (LEIKIS et al, 2006). Dessa forma, a presença do profissional de educação física na equipe multiprofissional se faz necessária, com o intuito de agregar conhecimentos ao tratamento do paciente.

O treinamento cardiorrespiratório e o resistido, para os doentes renais crônicos têm sido utilizados como uma terapêutica complementar durante o tratamento conservador (CASTANEDA et al, 2001; MOINUDDIN & LEEHEY, 2008), a hemodiálise (JOHANSEN, 2006; PAINTER, 2009a), a diálise peritoneal (ONORATI et al, 2003; STACK & MURTHY, 2008) ou o transplante (JUSKOWA et al, 2006; KORABIEWSKA et al, 2007). Apesar de algumas características relacionadas à prática de atividade física, serem relacionadas com a qualidade de vida (KNIGHT et al, 2003) e sobrevida (SIETSEMA et al, 2004), os procedimentos de avaliação para a identificação do volume e intensidade de treinamento ainda são uma lacuna na literatura.

Koufaki & Mercer (2009), relatam que já existem fortes argumentos para a necessidade da padronização desses procedimentos, podendo ser utilizados na melhora do tratamento clínico dos pacientes em cinco diferentes maneiras:

- Caracterização em níveis significativos da função física;

- Substituição de um marcador da gravidade das características clínicas (perda de massa muscular, dieta pobre);
- Melhora na eficácia das informações das medidas farmacológicas (eritropoetina²) e não-farmacológicas (exercício);
- Uma medida para a educação do paciente sobre a importância dos componentes da manutenção e desenvolvimento da condição física;
- Um guia seguro para promover as intervenções do treinamento e do exercício físico.

Existem várias maneiras de se avaliar a capacidade cardiorrespiratória, desde as mais simples como os testes de caminhada até avaliações que necessitam de algum tipo de equipamento (esteiras rolantes, cicloergômetros). Algumas variáveis podem ser coletadas durante essas avaliações, dentre elas podemos citar o volume de oxigênio (VO_{2pico}), o limiar ventilatório, a variabilidade e o pico da frequência cardíaca. Os testes de avaliação neuromuscular, como os da avaliação cardiorrespiratória, possuem grande variedade de procedimentos, mas sua execução pode ser dinâmica (repetições máximas, sentar e levantar de uma cadeira e descer escadas, por exemplo) ou estática (*handgrip test*³, tensiometria de grupos musculares). Neste caso, os testes de esforço isométrico executado através da dinamometria computadorizada que, além de registrar o valor de pico de força, viabiliza o controle do esforço durante a realização da contração muscular isométrica, e ainda, apresenta condições de manipulação dos dados para a identificação de variáveis tais como torque, impulso, taxa de desenvolvimento e manutenção da força e, conseqüentemente, o índice de fadiga.

Laaksonen et al. (2003), utilizando a avaliação isométrica intermitente no exercício de extensão da perna, verificaram o fluxo sanguíneo nos músculos vasto lateral e reto femoral de homens saudáveis que realizavam algum tipo de treinamento de resistência (corrida, cross-country e corrida de orientação). O protocolo de avaliação consistiu de três tentativas com cinco segundos cada e trinta segundos de intervalo para avaliar a contração voluntária máxima (CVM). O exercício isométrico intermitente consistiu de duas contrações com duração e intervalo de dois segundos, entre as tentativas.

² Hormônio glicoprotéico produzido nos seres humanos e nos animais pelos rins e fígado.

³ Teste de preensão manual

No estudo de MOMEM et al. (2006), o teste de preensão da mão (*handgrip test*) foi parte da metodologia para avaliar a vasoconstrição renal em sujeitos saudáveis. Após a realização da CVM foram calculados 40% do valor total, para que o sujeito sustentasse esse valor durante todo o esforço até atingir a fadiga. Num segundo momento foram realizadas quatro preensões seguidas com 10, 30, 50 e 70% da CVM durante quinze segundos e com um minuto de intervalo entre as tentativas.

Ao realizar o teste de preensão, podemos avaliar algumas fases durante a realização da força. Entre os mais estudados estão o rápido aumento dos valores de preensão, o valor máximo atingido e a fase descendente da curva (NAGASAWA et al, 2003). Além desses parâmetros, é importante que se verifique a disponibilidade técnica do laboratório, validade e reprodutibilidade do teste e equipamentos (dinamômetros), conforto e segurança na execução, tempo disponível para a coleta e a escolha correta do protocolo a ser utilizado; principalmente quando fatores fisiológicos estão envolvidos, como por exemplo, correlacionar os esforços isométricos aos ajustes cardiovasculares.

Alguns estudiosos têm investigado o fenômeno da contração muscular, para verificar como a sobreposição das estruturas actina e miosina se comportam nos protocolos de avaliação da força (SHECHTMAN et al, 2007; DEMURA et al, 2000). Uma forma diferenciada de representar o desenvolvimento da força muscular durante uma avaliação isométrica são os gráficos das curvas força-tempo, onde podemos dividir a curva em duas fases: a fase rápida que inicia da contração até atingir o valor máximo, e a fase de manutenção, se sustenta o valor máximo atingido (NAKADA et al, 2007). Correlacionar tais características das curvas às propriedades mecânicas do sistema musculoesquelético é um grande desafio, pois como é sabido, utilizamos vários tipos de fibras musculares durante uma contração. Inicialmente as fibras do tipo II são recrutadas nas atividades que exigem grande potência muscular, e as do tipo I para atividades de maior duração. A relação entre suas ações e as fases das curvas ainda não está esclarecida. Por esta razão, a avaliação de pacientes com DRC possa auxiliar na elucidação de tais relações, uma vez que, clinicamente, estes possuem um perfil de função musculoesquelética bem definida.

Mesmo assim, devido à complexidade da fisiopatologia da DRC, muitos esclarecimentos sobre a perda da massa muscular se fazem necessários (ADAMS et al, 2006; PAINTER, 2009b). Analisar um fenômeno fisiológico de alta complexidade através de um simples teste de esforço muscular é uma tarefa com grau de dificuldade elevado. Uma das técnicas que podemos utilizar nessas situações é a obtenção das curvas força-tempo através da dinamometria computadorizada e analisá-las por meio de modelos de regressão matemática. A função ajustada aos dados experimentais, em geral proposta empiricamente, pode apresentar parâmetros que podem ser lineares ou não lineares. O ajuste da função à curva experimental em geral é realizado por critério matemático. Neste estudo, é utilizado o método dos quadrados mínimos que leva em consideração os menores valores de resíduo para o referido ajuste. Para tanto, faz-se necessária a realização de uma avaliação padronizada e validada, aliada a um modelo matemático consistente proposto por NOVO JUNIOR (2001) que podem garantir a qualidade das análises pretendidas.

Nossa hipótese é de que, através da análise dos valores de força máxima e dos parâmetros da curva força-tempo entre os indivíduos com e sem DRC poderemos identificar algumas características mecânico-fisiológicas em virtude da perda de massa corporal magra dessa população.

2 – OBJETIVO

O objetivo desse estudo é propor uma nova metodologia de análise quantitativa da fase inicial da curva força-tempo no teste de preensão de mão.

3 – METODOLOGIA

A pesquisa descrita a seguir foi aprovada pelo Comitê de Ética e Pesquisa (CEP) da Universidade Federal de Juiz de Fora - UFJF, sobre o protocolo CEP: 1469.160.2008, FR: 197324, com SISNEP-CAAE No.1040.0.180.000-08, e faz parte da etapa inicial de um estudo que abrangerá além dos ambulatórios da pré-diálise, as outras formar de TRS.

3.1 - SUJEITOS

Os pacientes foram recrutados no período de Julho a Novembro de 2009, nos ambulatórios da pré-diálise (PREVENRIM) do Núcleo Interdisciplinar de Estudos e Pesquisa em Nefrologia (NIEPEN)⁴ do Instituto Mineiro de Estudos e Pesquisas em Nefrologia da Universidade Federal de Juiz de Fora – Minas Gerais.

O acompanhamento no PREVENRIM foi realizado por uma equipe multiprofissional composta de médicos, enfermeiros, nutricionistas, psicólogas, dentista, educador físico e assistente social. Para a participação neste ambulatório, cada paciente foi informado que seria atendido por todos os profissionais da equipe, de acordo com a necessidade individual e/ou quando a equipe julgar necessário. Em média, cada paciente totalizou quatro consultas anuais com o intervalo de três meses entre elas. Essa condição não impediu que fosse solicitado seu retorno em um período inferior devido à evolução da sua doença, ou superior de acordo com seu controle.

Como critério de inclusão para a pesquisa foi considerado o indivíduo:

- em tratamento no ambulatório do PREVENRIM;
- de ambos os sexos, com idade entre 18 a 80 anos;
- com capacidade de compreensão do termo de consentimento livre e esclarecido (TCLE).

⁴ No NIEPEN existem vários ambulatórios destinados ao tratamento das doenças renais e de suas causas e comorbidades. Dentre os ambulatórios, foram recrutados os pacientes do *PREVENRIM*, que atende pacientes renais crônicos que não estão em TRS, e o da *HIPERTENSÃO* que atende os hipertensos que não possuem DRC.

Participaram deste estudo, 31 voluntários rigorosamente selecionados dentre os 137 pacientes (68 homens, 71 mulheres) com 62 ± 16 anos de idade, que atendessem os critérios de inclusão e exclusão, como relatados a seguir.

Inicialmente, uma triagem foi realizada no prontuário de cada paciente atendido para verificar a existência das seguintes comorbidades: DM, neuropatia diabética e hipertensiva, hiperuricemia, acidente vascular cerebral, doença coronariana, ICC, DPOC, arritmias, hipertensão severa, obesidade mórbida, artrite, artrose, osteoporose, fibromialgia e gota.

Foram utilizados os seguintes critérios de exclusão:

- Presença de pelo menos uma das comorbidades acima citadas;
- Realização de cirurgia nas mãos;
- Confecção de fístula arteriovenosa⁵;
- Qualquer patologia que influencie na perda de massa muscular e na produção de força, tais como câncer, AIDS e miopatias.

Como grupo controle, os pacientes foram recrutados no ambulatório de hipertensão da mesma instituição. Foram incluídos sujeitos:

- Hipertensos (PAS < 160 mmHg e PAD < 100 mmHg);
- De ambos os sexos;
- Estar em tratamento no ambulatório de HIPERTENSÃO;
- Possuir entre 18 a 80 anos de idade;
- Índice de massa corporal menor que 35 (quilogramas / altura²);
- Capacidade de compreensão do termo de consentimento livre e esclarecido (TCLE).

⁵ A fístula artério-venosa usada para diálise, é uma ligação entre uma artéria e uma veia, feita através de uma pequena cirurgia (SANTOS & PITTA, 2003).

3.2 - PROTOCOLOS DE AVALIAÇÃO

Para essa pesquisa as avaliações foram realizadas em dois momentos. Primeiramente, realizou-se a avaliação do esforço máximo que consistiu na manutenção da CVM por um tempo prolongado, neste caso cinco segundos, com o dinamômetro manual JAMAR[®], durante a consulta médica nas dependências do NIEPEN. Em seguida, foi agendada a ida do paciente ao Serviço de Educação Física (SEF) do Centro de Atenção à Saúde do Hospital Universitário (CAS/HU/UFJF), respeitando-se um intervalo mínimo de 24 horas, para o mesmo teste com o dinamômetro computadorizado.

Antes do teste, foram registrados o peso, a estatura e as circunferências do abdômen e do antebraço. De ambos os membros superiores foram mensuradas as seguintes dimensões antropométricas da mão e antebraço:

- Comprimento da mão (CM): com a mão em posição de supino, apoiada horizontalmente e os dedos estendidos e alinhados, é a distância entre a prega distal do punho à extremidade do dedo médio;
- Largura da mão (LM): com a mão em posição de pronação, apoiada horizontalmente e os dedos estendidos e alinhados, é a distância entre o segundo e o quinto dedo, à altura das articulações metacarpofalangeanas, perpendicularmente ao eixo longitudinal do antebraço;
- Comprimento do dedo (CD): com as articulações metacarpofalangeanas fletidas a 90°, é a distância entre a extremidade do terceiro osso metacarpiano e a extremidade do dedo médio;
- Diâmetro ósseo do punho (DP): com a mão em posição de pronação, apoiada horizontalmente e os dedos estendidos e alinhados, é a distância entre os processos estilóides do rádio e da ulna;
- Diâmetro ósseo do cotovelo (DC): distância entre os epicôndilos lateral e medial.

O posicionamento para os testes de preensão manual seguiu as recomendações da American Society of Hand Therapists – ASHT (2002), onde o voluntário foi posicionado da seguinte forma (Figura 1):

- Posição sentada, pés apoiados paralelamente;
- Braço abduzido e sem rotação;
- Antebraço com flexão de 90°;
- Antebraço em posição neutra com mão em dorsiflexão e desvio ulnar variando de 0° e 30° e 0° e 15° respectivamente.

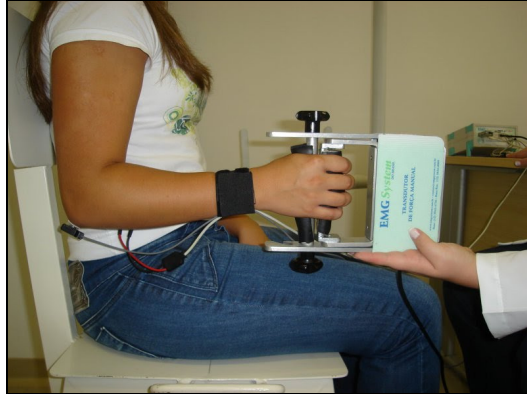


Figura 1 – Posicionamento para a prensão manual de acordo com as recomendações da ASHT, enquanto o examinador sustenta o dinamômetro.

O posicionamento de cada dinamômetro na mão dos pacientes e o tamanho das empunhaduras (largura) foram definidos e padronizados individualmente. O dinamômetro foi posicionado na mão do paciente de forma que o aspecto posterior (A) da empunhadura fosse apoiado na eminência tenar⁶, certificando que a ação do polegar (flexão ou adução) fosse realmente inibida. No momento que o paciente envolvesse o instrumento com as mãos, a articulação distal interfalângiana do quinto dedo deveria estar posicionada sobre a linha média do aspecto anterior (B) da empunhadura (Figura 2).

⁶ Porção muscular na palma da mão logo abaixo do polegar. composta por quatro músculos intrínsecos da mão: o abductor curto do polegar, o flexor curto do polegar, o oponente do polegar e o adutor do polegar.

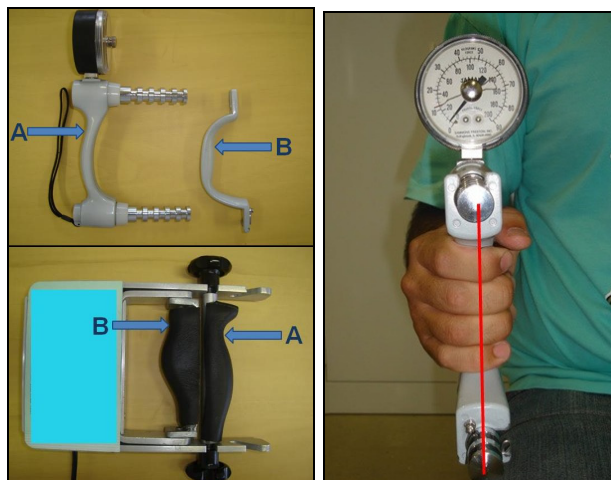


Figura 2 – Identificação dos aspectos nos dinamômetros JAMAR (foto esquerda superior) e dinamômetro computadorizado (foto esquerda inferior): Aspecto anterior (A) posicionado na eminência tenar e aspecto posterior (B) selecionado a partir da possibilidade de ação do quinto dedo, cuja articulação interfalângiana distal deveria coincidir com a linha vertical imaginária da empunhadura (foto direita).

Após a escolha da empunhadura a ser utilizada, algumas instruções sobre as realizações das tentativas foram passadas aos voluntários. O teste de preensão consistiu na realização de três tentativas intervaladas por no mínimo um minuto e meio (ASHT, 2002; FESS, 1992; MATHIOWETZ et al.,1984;1985). Vale ressaltar que, nas avaliações realizadas no laboratório do SEF, realizaram-se cinco tentativas, sendo que as duas primeiras foram utilizadas para identificar anormalidades nas curvas força-tempo produzidas durante os esforços, ou seja, as curvas deveriam refletir o perfil do procedimento exigido para o teste: atingir a CVM o mais rapidamente possível no início do teste e mantê-la por cinco segundos. Isso só foi possível em virtude da visualização gráfica permitida pela dinamometria computadorizada. Todas as instruções pertinentes foram dadas pelo mesmo avaliador, da seguinte forma:

“Após o posicionamento do aparelho em sua mão, eu darei um comando verbal⁷. No momento que eu disser “já” você deverá realizar o máximo de força no menor tempo possível, e tentar sustentar esse esforço até o momento que eu pedir para você relaxar. Após a tentativa, você terá dois minutos de intervalo antes da próxima tentativa. Você fará 3 tentativas em

⁷ Podemos começar? Vamos lá! Um..., dois..., três... E... **JÁÁÁ!**... FORÇA! FORÇA! FORÇA! FORÇA!... VAI! VAI! VAI! FORÇA! FORÇA!... Relaxa, pode soltar!

cada mão, ok? Durante o teste você deve permanecer com o braço e antebraço na mesma posição, fazendo o esforço somente com os dedos apoiados na parte anterior do aparelho. Você tem alguma dúvida?”

Os testes foram realizados alternadamente entre os membros dominante e não-dominante tal como adotado por Lagerstrom & Nordgren (1998), em cujo estudo foram realizados vários testes para avaliação do pico de força da preensão de mão, com tentativas que variavam entre quatro e quarenta segundos.

No CAS/HU, durante a preensão manual também foi coletado também o sinal eletromiográfico para futuras análises. Por esse motivo, todas as tentativas foram realizadas em um único membro para depois realizarmos no outro, ou seja, não houve alternância dos membros testados. Durante a aquisição das curvas força-tempo, foram gerados arquivos com extensão “*wdq*” correspondente ao software utilizado (*WINDAQ*[®]). Para identificação dos testes nos respectivos arquivos, foram utilizadas as iniciais dos nomes dos pacientes.

3.3 – EQUIPAMENTOS

Para a medida das circunferências foi utilizado uma fita métrica inextensível da marca SANNY[®], modelo SN-4010 com graduação em centímetros e para a aferição dos diâmetros ósseos e parâmetros da mão, o paquímetro da marca MITUTOYO[®] com capacidade de 300 milímetros (mm) e precisão de 0,05 mm (Figura 3).



Figura 3 – Equipamentos para aferição. Paquímetro da Mitutoyo[®] com capacidade de 300 milímetros (mm) e precisão de 0,05 mm e fita métrica inextensível da Sanny[®], modelo SN-4010 com graduação em centímetros.

O dinamômetro manual JAMAR[®], modelo 2A com detector de pico, foi utilizado para avaliar a força máxima durante a consulta no NIEPEN.



Figura 4 – Vista lateral do dinamômetro manual analógico hidráulico JAMAR[®]

O dinamômetro computadorizado com empunhadura modificada foi utilizado para verificar o desenvolvimento força muscular durante os testes, registrando as curvas força-tempo de cada teste. O seu princípio de funcionamento baseia-se em um transdutor de força, cuja estrutura metálica configura-se em "S" instrumentado com sensores de deformação chamados extensômetros elétricos - *strain gages*⁸. A deformação sofrida por essa estrutura em virtude da aplicação da força de prensão nos aspectos anterior e posterior da empunhadura é convertida pelo transdutor em corrente elétrica e convertidos, após calibração, em quilogramas-força (kgf).



Figura 5 – Vista lateral do dinamômetro de mão computadorizado da EMG System[®] com empunhadura modificada⁹.

⁸ Resistor elétrico composto de uma finíssima camada de material condutor, depositado sobre um composto isolante.

⁹ NOVO Jr., J.M. **Configuração aplicada em empunhadura**. Certificado de Registro de Desenho Industrial, No.DI 6901797-2, Instituto Nacional da Propriedade Industrial, 18 maio 2009, 06 julho 2010.

O dinamômetro é conectado a um condicionador de sinais de oito canais (EMG System[®]), dos quais seis são para a conexão dos eletrodos de eletromiografia (Figura 6) e os dois primeiros para transdutores de força. Foram utilizados apenas dois canais, com frequência de aquisição de 1024 Hz, um para o dinamômetro e outro para o sinal eletromiográfico dos músculos flexores superficiais dos dedos. No entanto, no presente estudo, foram analisados somente os dados pertinentes às curvas de força. O sistema é acoplado ao computador via conexão USB, cuja operação é realizada por meio do software *WINDAQ*[®]. Após calibração, os valores de corrente do transdutor são convertidos em quilogramas-força (kgf) e exibidos na tela gráfica do software.

Os testes de esforço isométrico realizado com o dinamômetro computadorizado compreenderam dez tentativas, cinco com a mão dominante e cinco com a não dominante. Uma última tentativa foi realizada com a mão dominante, cujo esforço foi aplicado até a exaustão, sendo interrompido a partir do momento que a força exercida tivesse uma perda de 20% em relação ao valor médio obtido nos testes anteriores ou que o tempo do teste atingisse 30 segundos de duração.



Figura 6 – Condicionador de sinais de oito canais da EMG System[®], utilizado para aquisição de sinais de eletromiográficos e curvas força-tempo.

3.4 – ANÁLISES DOS DADOS

Os dados de força obtidos possuem características de séries temporais. Isso significa dizer que os valores de força foram registrados sequencialmente ao longo do período de execução de cada tentativa. Isso gerou o que chamamos de curvas

força-tempo, cujo processo de análise deve-se reportar às ferramentas estatísticas pertinentes a de processos estocásticos. Para tanto, devemos compreender as características das curvas força-tempo, geradas a partir dos testes de esforço muscular isométrico máximo de preensão da mão.

As curvas força-tempo (Figura 7) são compostas por três fases, a saber: pré-carga, desenvolvimento da força e manutenção da força, seguida do abandono do teste (relaxamento). A pré-carga é identificada como a fase que antecede o teste propriamente dito, pois é o momento no qual o sujeito está com sua mão posicionada na empunhadura, aguardando as orientações do avaliador para dar início ao esforço. Desse modo, o dinamômetro já exibe e registra os sinais de força que são diferentes de zero.

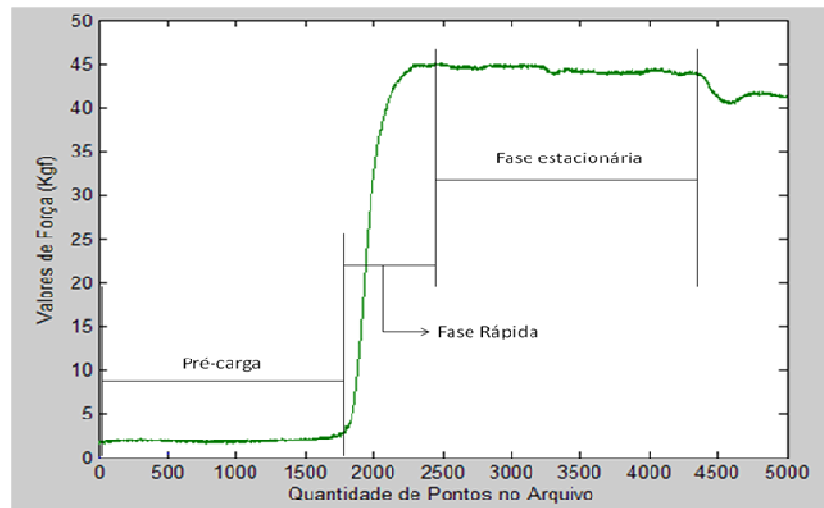


Figura 7 – Representação gráfica da curva força-tempo, de uma preensão manual no dinamômetro com a empunhadura modificada, e de suas três fases: pré-carga, rápida e estacionária. A quantidade de pontos no arquivo remete-se à freqüência de aquisição de 1024Hz, ou seja, 1024 pontos no arquivo de dados equivalem um período de 1 segundo.

Ao comando do examinador, o voluntário inicia o teste, fazendo a preensão da mão no dinamômetro. É nesse momento que dá-se início à fase rápida, caracterizada graficamente, pela elevação abrupta dos valores de força até atingir o seu valor máximo no menor tempo possível (a chamada contração voluntária máxima-CVM).

Logo após a CVM, o teste compreende a manutenção do esforço por cinco segundos (esforço máximo), caracterizado na curva como a parte de platô, no sentido de manutenção dos valores máximos.

3.4.1 – MODELO MATEMÁTICO

Este estudo refere-se apenas à fase rápida das curvas força-tempo, que compreende o trecho entre o início o esforço até o instante que a força máxima é atingida. Para a análise da fase rápida, foi utilizado o modelo matemático proposto por Novo Jr.(2001) o qual descreve o comportamento inicial da força no domínio do tempo tal como indicado abaixo.

$$F(t,p) = \left[\frac{at^2}{b+\exp(t^2)} + ct^d \right]$$

Os parâmetros [a b c d] compõem a base do modelo não-linear da fase rápida, que suporta empiricamente as características da contração muscular isométrica nos testes de preensão da mão. A fase rápida é modelada por uma composição de um termo quadrático, o qual descreve a fase abrupta inicial de aplicação da força, e por uma componente exponencial, que expressa a intensa variação da força ao longo do tempo até atingir o seu valor máximo (NOVO JR., 2001).

3.4.2 – ROTINA DE ANÁLISE

Para análise dos dados coletados utilizamos um software interativo de alto desempenho voltado para o cálculo numérico (MATLAB®¹⁰) em cujo ambiente foi desenvolvida uma rotina baseada no ajuste não-linear do modelo segundo o critério dos quadrados mínimos, identificada como *jmfitfast*.

¹⁰ Software com licença adquirida através do projeto de pesquisa APQ -01284/09-FAPEMIG-Minas Gerais/Brasil.

Posteriormente, os dados brutos foram tratados através da função *smooth* (suavização). Esse processo é realizado porque, como o método de média móvel, cada valor suavizado é determinado por pontos vizinhos de dados definido dentro da extensão da curva. O processo é ponderado por uma função de regressão e é definida para os pontos dos dados contidos no intervalo, que por definição é chamado de “janelamento”. Essa metodologia de análise leva em consideração sempre o mesmo número de pontos (n), porém, os pontos que participam da análise são móveis, por exemplo, inicialmente a análise é feita a partir do primeiro até o centésimo ponto, e esse intervalo é definido na linha de dados da curva. Em seguida o intervalo será o mesmo (n pontos) definido anteriormente, porém, os pontos serão outros, partindo do segundo até o centésimo primeiro ponto. Posteriormente, será realizada a análise do terceiro até o centésimo segundo ponto. Essa metodologia de análise se repetirá até o final dos dados da curva de força.

Para análise do comportamento do desenvolvimento da força realizada, utilizamos somente o momento em que o paciente iniciou a força de preensão até atingir o valor de força máxima. Critérios matemáticos foram utilizados para determinar o início e o fim da CVM realizada. A metodologia utilizada analisa a taxa de variação da média móvel dos valores de força. Nesse sentido, a rotina de análise utiliza três derivadas para detectar o momento em que o indivíduo inicia a preensão de mão. No protocolo de realização do teste, o paciente realiza uma pré-carga e a mantém até o momento em que é dado o comando verbal para as tentativas. Como estamos analisando um fenômeno fisiológico, há uma variação não significativa dos valores de força durante toda a tentativa, porém, esses valores possuem uma média de variação. Na metodologia de análise pelas derivadas, identifica-se o momento em que essa variação extrapola os valores médios da pré-carga.

A primeira derivada indica o momento em que a curva de força muda de sentido, onde denominamos ponto de inflexão, que é a variação dos valores das médias móveis que evita a extrapolação dos valores. O cálculo da segunda derivada é realizado em relação aos valores da primeira, isso faz com que a sensibilidade sobre as variações sejam maiores que a anterior. A terceira derivada tem como base os valores da segunda, sendo a última derivação realizada, porque os valores das médias móveis da pré-carga são correspondentes aos valores utilizados pela

derivação terceira. Com isso, o momento em que se inicia a prensão há uma variação dos valores fazendo com que seja identificado matematicamente o momento inicial do aumento de força. Podemos notar na figura abaixo essa questão, onde o ponto que representa o valor da última derivação se localiza antes do momento em que a curva inicia seu desenvolvimento. Todo esse procedimento de identificação do ponto real de início de cada curva força-tempo, foi acompanhado visualmente através do display gráfico da rotina específica desenvolvida no ambiente MATLAB® (Figura 8).

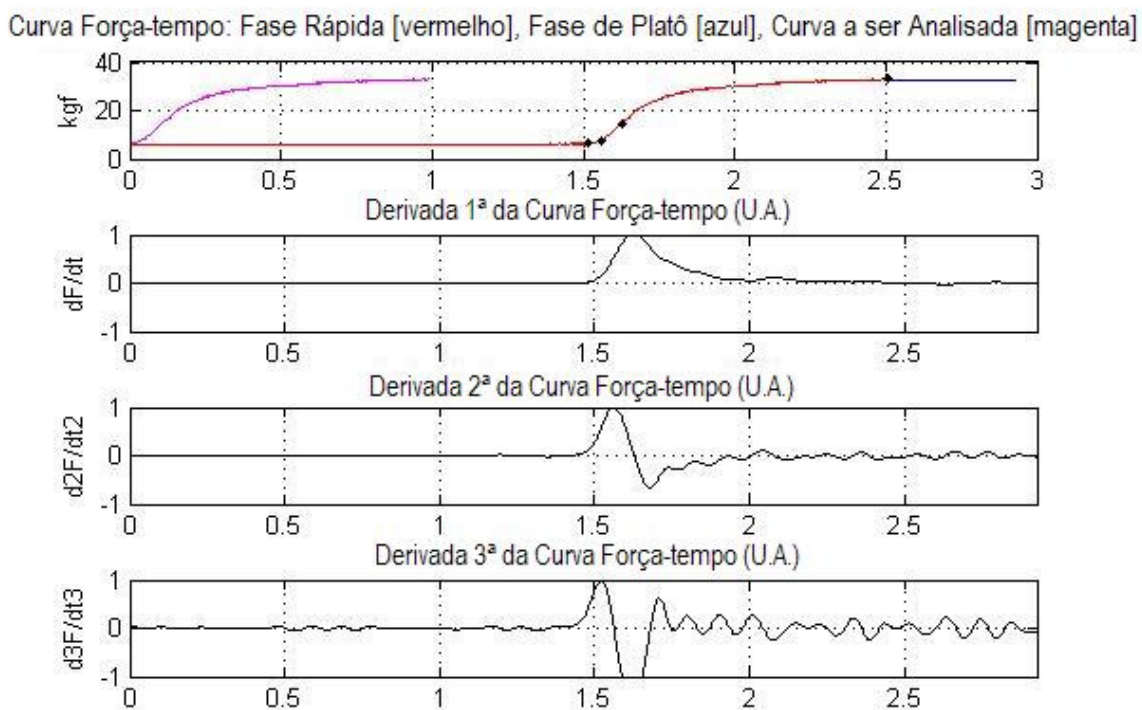


Figura 8 – Representação gráfica do procedimento de identificação do ponto inicial da curva a ser analisada. Em vermelho a curva original dos dados, em magenta a curva utilizada na análise. Os pontos pretos na curva identificam-se com os valores das três derivadas e com o valor da força máxima. Os gráficos normalizados para efeitos de identificação adequada do instante de início da curva (3ª. derivada).

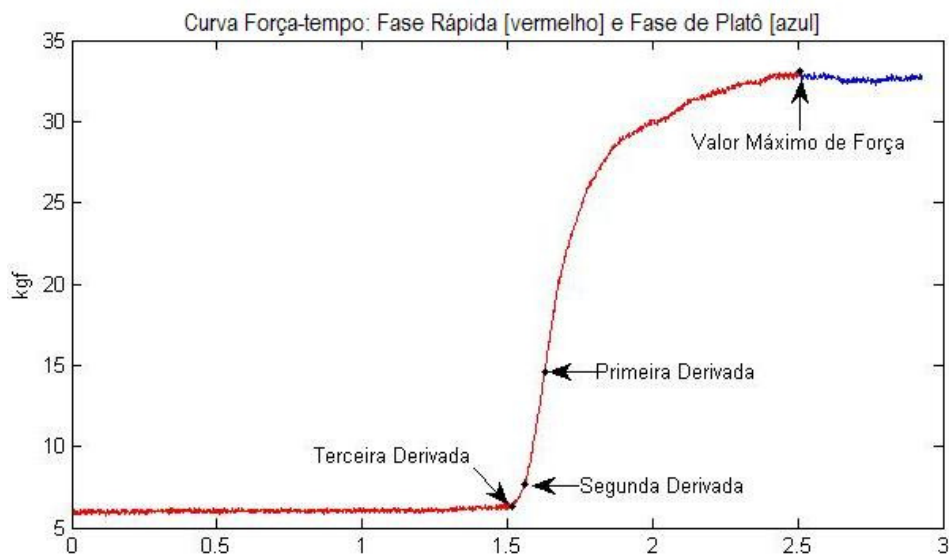


Figura 9 – Representação da curva força-tempo analisada que vai do início da curva (instante da 3^a. derivada) até o valor de força máxima, identificada como fase rápida da curva.

Na estrutura matemática do modelo descrito, os valores de *beta* são renomeados para os parâmetros [a b c d], sendo necessário realizar uma suposição inicial de valores para análise da curva de dados. A suposição dos valores é escolhida aleatoriamente pelos examinadores e, em seguida, a rotina programada realiza os cálculos utilizando o modelo. Cada interação calculada fornece um valor de resíduo e valores exatos desses parâmetros a cada curva ajustada. O menor resíduo ao longo da fase rápida da curva, determina a identificação dos melhores parâmetros do modelo ajustado (Figura 10).

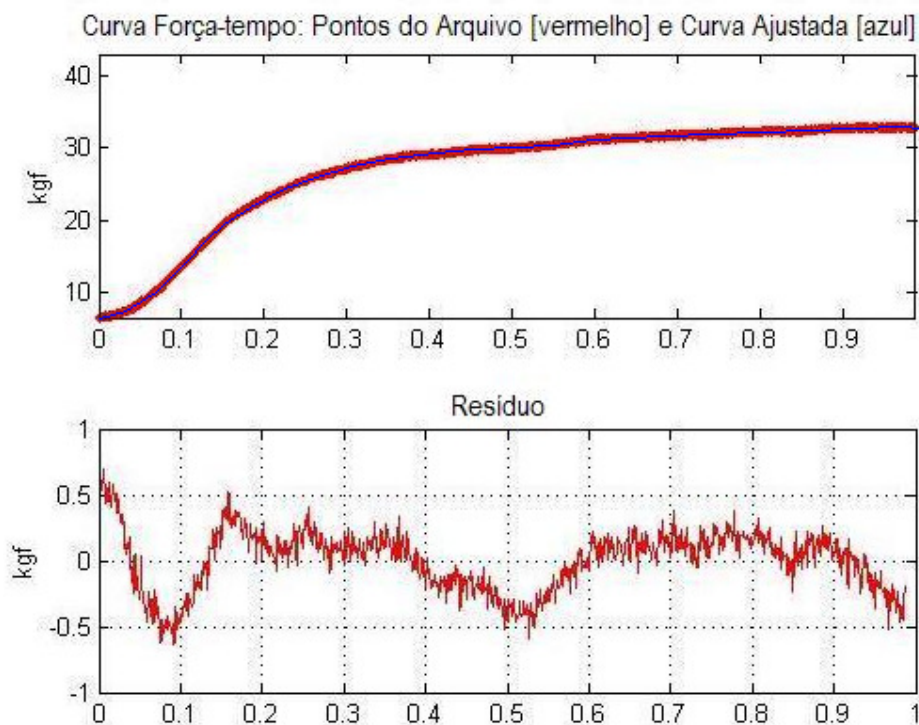


Figura 10 – Representação do ajuste do modelo à fase rápida e a distribuição dos resíduos ao longo da curva.

Antes de aceitar o ajuste, a função pede a confirmação da análise. Para isso, a variação no resíduo de $\pm 0,5$ kgf tem sido aceita em virtude de representar um erro em torno de 1 a 2%. Após o ajuste do modelo à curva, a rotina de análise registra os parâmetros do modelo bem como os valores da pré-carga, o instante real de início do teste, o valor e instante de ocorrência da força máxima.

3.4.3 – OUTRAS ANÁLISES

Além das análises dos parâmetros lineares e não lineares, utilizamos o MATLAB[®] para verificar a média e desvio padrão dos pacientes e do grupo controle (valores de força máxima, pré-carga, peso e estatura). Para a comparação entre grupos, executamos um *test-t*¹¹ de hipótese nula, com nível de significância de 5%.

¹¹ TTEST2 – Função utilizada pelo programa MATLAB[®], devido à diferença dos dados relacionados ao tamanho das amostras.

Para analisar os valores de força máxima coletados com o JAMAR® e com dinamômetro de empunhadura modificada, utilizamos o mesmo critério. Nos três valores coletados inicialmente no NIEPEN, com o dinamômetro hidráulico, foi realizada uma média aritmética simples. As tentativas realizadas no laboratório do HU/CAS foram ao total de cinco e realizamos o mesmo tipo de análise realizada com o dinamômetro hidráulico.

4 - RESULTADOS

Foram atendidos 137 pacientes durante o período de coleta, e, dessa amostra, 31 indivíduos foram selecionados, pois atendiam os critérios de inclusão e exclusão da pesquisa, como mostra a Tabela 2.

Tabela 2 - Média e Desvio Padrão da Amostra

	N	Idade (anos)	Peso (Kg)	Estatura(m)
Total Paciente	137	62 ± 16	69,89 ± 15,04	1,6 ± 0,09
Selecionados	31	51 ± 15	69,94 ± 13,34	1,65 ± 0,08
Controle	4	37 ± 14	75,1 ± 16,5	1,72 ± 0,12

A Tabela 3 mostra os valores de pré-carga e dos parâmetros do modelo proposto ajustado à fase rápida da curva força-tempo dos pacientes com DRC e dos indivíduos controles.

Tabela 3 - Média e Desvio Padrão dos Valores da Pré-Carga e dos Parâmetros da Curva Força-Tempo

	Pré-Carga	A	B	C	D
Controle	1,48 ± 0,85	29,88 ± 12,02	-0,96 ± 0,05	16,65 ± 5,78	1,25 ± 0,97
Pacientes	3,27 ± 1,95	23,3 ± 10,48	-0,97 ± 0,04	14,41 ± 14,25	2,26 ± 3,11

Encontramos diferenças significativas na pré-carga ($p = 0,00000014$). Os valores dos pacientes com DRC foram maiores em comparação com os pacientes controles. Os valores do parâmetro [a] dos pacientes com DRC, que corresponde ao início da curva (0 a 0,4 segundos), também foram significativamente diferentes quando comparado com os sujeitos controles ($p = 0,00078$). Para os outros parâmetros do modelo encontramos os seguintes valores [b] ($p = 0,18$), [c] ($p = 0,35$) e [d] ($p = 0,05$), mostrando que não houve diferença significativa entre os dados coletados (Figura 11).

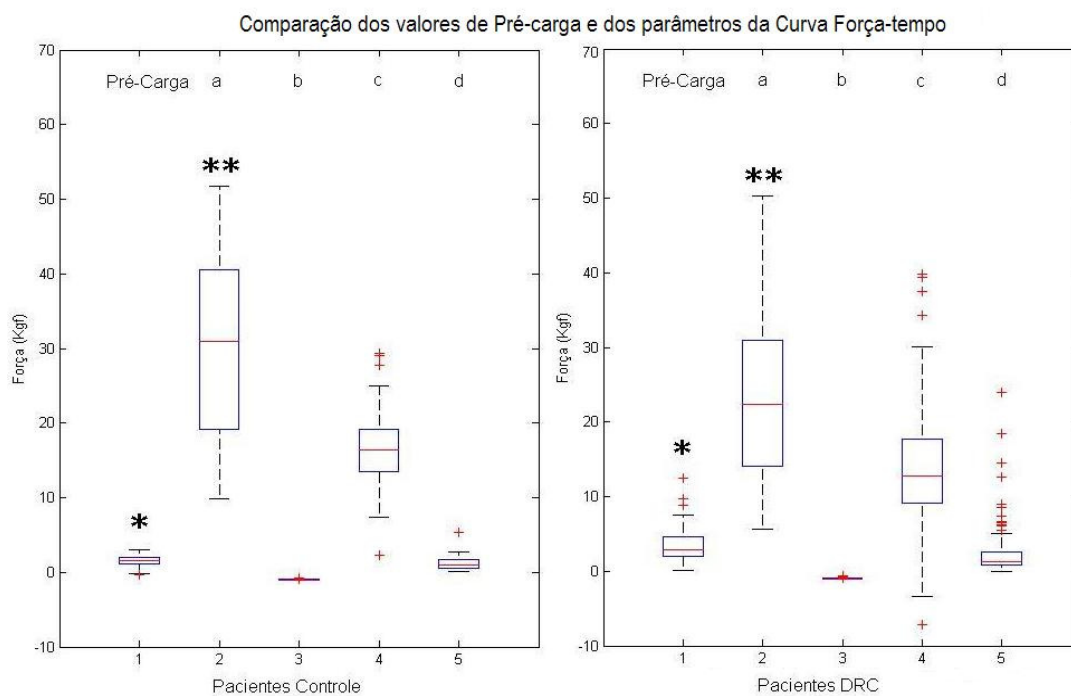


Figura 11 – Comparação dos valores de pré-carga e dos parâmetros da curva Força-tempo. Encontramos diferenças significativas na pré-carga ($p \leq 0,01$)* e no parâmetro [a] ($p \leq 0,01$)**, onde os valores dos pacientes com DRC foram maiores em comparação com os pacientes controle.

Na Figura 12, os valores de força máxima de ambos os membros são representados na seguinte ordem: força máxima dos pacientes, com o dinamômetro de empunhadura modificada (MODPac); força máxima dos pacientes com JAMAR® (JAMPac); força máxima/controlado com o dinamômetro de empunhadura modificada; (MODCont); força máxima/controlado com o JAMAR® (JAMCont).

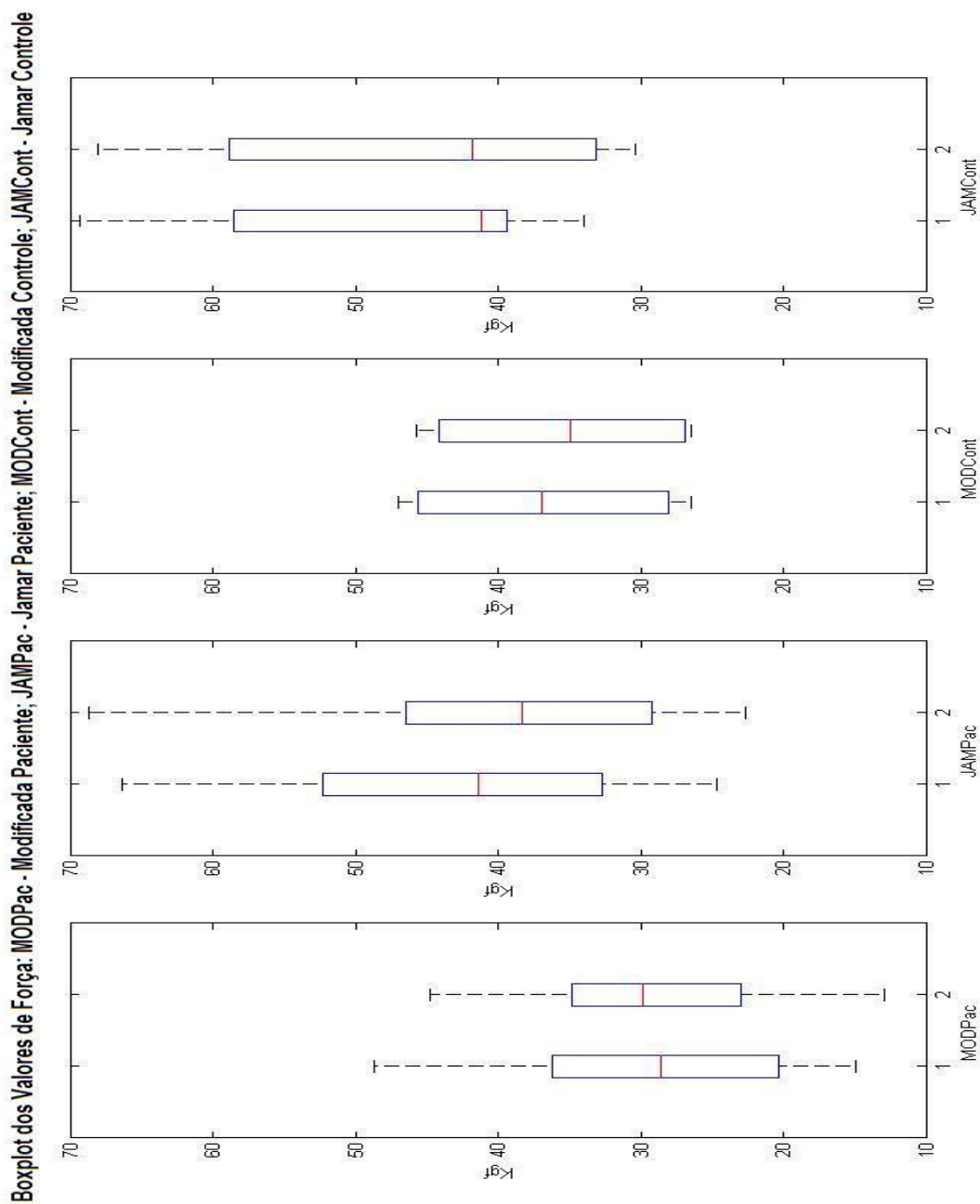


Figura 12 – Comparação dos valores de força máxima entre os membros através de *boxplots*. Não foram encontradas diferenças significativas entre as interações realizadas: MODPac direito/esquerdo ($p = 0,92$); JAMPac direito/esquerdo ($p = 0,4$); MODCont direito/esquerdo ($p = 0,85$); JAMCont ($p = 0,78$).

A Tabela 4 mostra a comparação entre os valores de força máxima dos membros dentro de cada teste e não encontramos diferenças significativas entre os dados. Realizamos as seguintes interações: MODPac Direito/Esquerdo ($p = 0,92$); JAMPac Direito/Esquerdo ($p = 0,4$); MODCont Direito/ Esquerdo ($p = 0,85$); JAMCont ($p = 0,78$).

Tabela 4 - Média e Desvio Padrão dos Valores de Força Máxima Adquirida no Jamar® e com Empunhadura Modificada

	Paciente		Controle	
	Direito	Esquerdo	Direito	Esquerdo
Jamar	42,19 ± 11,68	39,67 ± 11,95	47,66 ± 13,15	45,75 ± 14,72
Modificada	28,80 ± 8,69	29,01 ± 7,86	36,84 ± 10,28	35,51 ± 10,03

Obs.: valores de força em Kgf.

Posteriormente, comparou-se a força dos membros em cada teste, dos pacientes e do grupo controle e não foram encontradas diferenças significativas entre esses valores como demonstra os valores de p encontrados: MODPac Direito X MODCont Direito ($p = 0,09$); MODPac Esquerdo X MODCont Esquerdo ($p = 0,14$); JAMPac Direito X JAMCont Direito ($p = 0,25$); JAMPac Esquerdo X JAMCont Esquerdo ($p = 0,22$).

Como o teste de prensão manual com o dinamômetro JAMAR® é considerado como padrão internacional em avaliação da mão, foram comparados os valores obtidos nos testes com o dinamômetro hidráulico e com o dinamômetro de empunhadura modificada. Analisou-se os valores entre os membros de mesmo lado (direito X direito e esquerdo X esquerdo) e entre a mesma população (paciente X paciente e controle X controle). Não foram encontradas diferenças significativas entre os valores de força dos indivíduos controle: MODCont Direito X JAMCont Direito ($p = 0,18$) e MODCont Esquerdo X JAMCont Esquerdo ($p = 0,24$). Diferenças significativas foram encontradas somente nos valores de força dos pacientes em comparação entre os dinamômetros (Figuras 13 e 14), onde foram encontrados os seguintes valores de p : MODPac Direito X JAMPac Direito ($p = 0,00003$); MODPac Esquerdo X JAMPac Esquerdo ($p = 0,0001$).

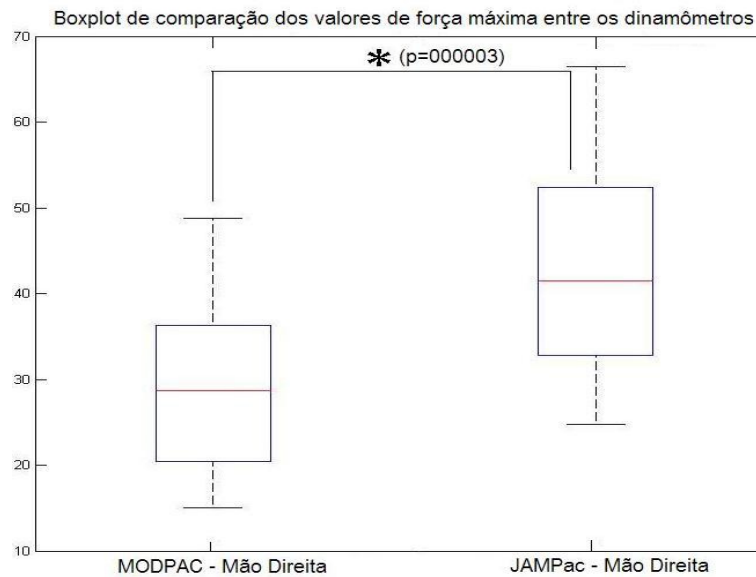


Figura 13 – Boxplot de comparação dos valores de força máxima (mão direita) entre os dinamômetros. No JAMAR® os valores de força foram maiores do que os valores encontrados no dinamômetro com empunhadura modificada, sendo diferentes significativamente ($p=0,000003$).

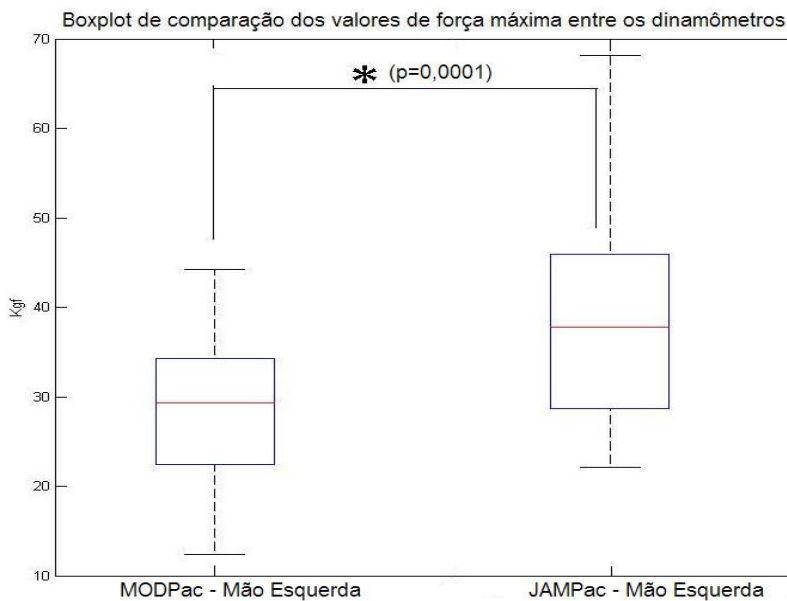


Figura 14 – Boxplot de comparação dos valores de força máxima (mão esquerda) entre os dinamômetros. No JAMAR® os valores de força foram maiores do que os valores encontrados no dinamômetro com empunhadura modificada, sendo diferentes significativamente ($p=0,0001$).

5 – DISCUSSÃO

O objetivo desse trabalho foi o desenvolvimento de uma metodologia para a avaliação da força de preensão manual, utilizando os parâmetros das curvas força-tempo da contração muscular obtidas através de dinamômetro computadorizado.

De todos os pacientes avaliados, somente 22,62% (31 indivíduos) contemplaram os critérios de inclusão e exclusão. A DRC se manifesta em um órgão alvo, responsável pela manutenção da homeostase do organismo, com isso modificações no funcionamento e estrutural do organismo humano são muito grandes. Várias são as comorbidades encontradas no indivíduo doente renal, entre elas DM, HAS, ICC, DPOC (FOLEY et al, 1998; SCHIFFRIN et al, 2007). Por esse motivo, o número de pacientes para o estudo foi pequeno em relação à amostra total do nosso ambulatório, mas essa medida garante a avaliação das modificações que a DRC provoca no paciente (SEGURA et al, 2006). Todos os indivíduos do estudo são hipertensos e doentes renais. Porém, os sujeitos controles possuem somente a hipertensão. Devido à demanda do nosso ambulatório e principalmente das complicações que o doente desenvolve, foi inviável selecionar indivíduos saudáveis com a mesma média de idade da nossa população (62 ± 16 anos). Dessa forma, a comparação realizada entre os grupos se baseia na presença da DRC, pois a hipertensão está presente nos dois grupos. Mesmo que alguma modificação tenha ocorrido com o desenvolvimento dessa comorbidade, ela será igualmente para os grupos que realizam o controle dentro da nossa unidade ambulatorial.

Para se obter parâmetros de melhora dos indivíduos, devem-se utilizar métodos de avaliação em momentos diferentes. Dentre esses métodos podemos citar as avaliações relacionadas com a execução (dinâmicas e estáticas) ou com o esforço (qualitativas e quantitativas). As avaliações qualitativas podem ser realizadas, por exemplo, através de questionários onde o indivíduo responde as questões de acordo com as opções dadas ou então através de uma entrevista que o examinador treinado realiza com o sujeito. Uma avaliação qualitativa muito utilizada na população com DRC é o Medical Outcomes Study Questionnaire 36 – Item Short Form Health Survey (SF-36) (SANTOS et al, 2008; CASTRO et al, 2003; CICCONELLI, 1997). Um parâmetro avaliado nesse questionário tem relação com suas limitações em relação a sua funcionalidade das atividades da vida diária

(KOUIDI, 2004). Através de avaliações subjetivas podemos ter uma avaliação relacionada à morbidade e mortalidade dessa população (LOWRIE et al, 2003).

Avaliações quantitativas também são utilizadas nos indivíduos com DRC, para avaliar a capacidade cardiorrespiratória, tolerância ao exercício e sua função neuromuscular. Podemos utilizar o teste de sentar e levantar da cadeira como avaliação da função muscular do paciente com DRC. Podemos utilizar como parâmetro o número de vezes que o indivíduo senta e levanta da cadeira em um tempo pré-determinado (trinta ou sessenta segundos) para avaliar a resistência muscular dos membros inferiores, ou então verificar a potência muscular do paciente fazendo com que ele realize o movimento do teste com um número fixo de repetições (cinco ou dez vezes) no menor tempo possível (BUATOIS et al, 2008).

O teste citado anteriormente é considerado uma avaliação dinâmica da capacidade muscular porque durante sua execução há modificação da distância da origem até a inserção do músculo (KOMI, 2006). A metodologia de avaliação que estamos propondo não possui movimento articular, sendo classificada como uma avaliação isométrica. Porém a execução no teste de preensão manual pode ser modificada, para avaliações com aumento progressivo da intensidade ou com intensidades fixas.

Momen e cols (2006) utilizaram o *handgrip test* (teste de preensão isométrica de mão) para avaliar a influência do sexo e da ativação da massa muscular na resposta vascular renal durante o exercício estático. Para isso, eles realizaram dois protocolos. Um deles foi realizado para identificar a fadiga, que consistia em realizar uma a preensão com o membro não dominante a 40% da CVM e sustentar até a exaustão. Após o término da preensão, ele classificava-se o esforço de acordo com a Escala de Borg. Em outro momento, realizou um teste de intensidade progressiva, durante o tempo de quinze segundos realizava a preensão de mão iniciando com 10, 30, 50 e 70% da CVM respectivamente. Para realização de qualquer protocolo com uma intensidade determinada, deve-se avaliar o valor da CVM do indivíduo. Nesse sentido nossa proposta metodológica poderá ser utilizada inicialmente a qualquer protocolo de variação de intensidade.

Além do teste de sentar-levantar, o teste de preensão isométrica de mão é utilizado para avaliar a capacidade muscular dos pacientes doentes renais. Como

citado anteriormente à avaliação com *handgrip*, também possui a diversidade na sua execução sendo capaz de avaliar mais de um parâmetro modificando sua forma de execução. Uma das formas de avaliação do comportamento da força muscular acontece quando se avalia seu desenvolvimento através da curva força-tempo, onde a cada instante de tempo temos uma representação gráfica dos acontecimentos fisiológicos ocorridos. Em indivíduos com alguma patologia no membro superior a prática da avaliação da curva é bem utilizada como, por exemplo, no estudo de Shechtman e cols (2007), que utilizaram trinta indivíduos saudáveis com média de idade $21,3 \pm 1,7$ anos. Os voluntários realizaram três tentativas máximas e três submáximas em ambos os membros, com duração de cinco segundos e intervalo entre as tentativas de trinta segundos. Os pesquisadores verificaram a sinceridade do esforço realizado obtido durante o teste, com o intuito de gerar uma ferramenta de avaliação fidedigna para melhorar a aplicação dos princípios existentes na literatura sobre a reabilitação. Nosso protocolo de avaliação de CVM segue o mesmo princípio do estudo anteriormente citado, corroborando os números de tentativas na avaliação de preensão máxima nessa população. O intervalo entre as tentativas foi maior devido a população que avaliamos, para não provocar fadiga muscular localizada.

No presente estudo, o modelo matemático proposto foi ajustado às curvas obtidas os modelos pelo método dos quadrados mínimos. O modelo, não-linear em seus parâmetros, foi ajustado iterativamente por rotinas de alto desempenho nos cálculos matemáticos, incorporando os métodos de Gauss-Newton e de Levenberg-Marquardt, encontrados no *TOOLBOX OPTIMIZATION* do MATLAB® (NOVO Jr., 2001). Desse modo, os parâmetros do modelo, [a b c d], foram calculados de modo que o resíduo fosse o menor possível para cada uma das curvas ajustadas.

Podemos também identificar a contribuição dos parâmetros [a b c d] calculados, para com a fisiologia da contração muscular. Quando realizamos uma contração rápida – como o do teste – inicialmente utilizamos as fibras tipo II, que geram grande potência e possuem uma velocidade de encurtamento 2 a 5 vezes maior do que as fibras do tipo I, e fazem os valores de força aumentarem rapidamente, gerando o início de uma curva monotônica crescente. Esse comportamento inicial da geração de força muscular, no modelo matemático é

relacionado ao parâmetro [a]. As fibras de contração rápida não conseguem manter os valores de força atingidos inicialmente, porque a produção do ATP é realizada através da glicólise anaeróbia, e não através das mitocôndrias, pois seu número é reduzido nessas fibras, chegando rapidamente à fadiga devido a produção de lactato. Com isso, há a necessidade de se utilizar outras fibras musculares com níveis de força um pouco menor que as fibras anteriores (FITTS, 2008; KOMI, 2006). O parâmetro [b] faz parte do inverso de uma função exponencial e quadrática, o que no modelo faz com que a curva seja monotônica decrescente, fazendo com que a curva se aproxime de um valor limite, que é o valor da força muscular máxima. Esse comportamento está relacionado com a utilização dos componentes não contráteis da contração muscular – tendões e ligamentos – que atuam na proteção das estruturas contráteis diminuindo a velocidade de movimento (RIBEIRO et al, 2005). Os parâmetros [c, d] mostram o comportamento da curva na fase de manutenção da contração, onde há uma maior atuação das fibras do tipo I. Elas possuem capacidade de resistência mais elevada, por causa do maior número de mitocôndrias fazendo que a geração do ATP, através do metabolismo oxidativo, seja mais lenta e duradoura.

Ao analisarmos os parâmetros da curva força-tempo, verificamos que os valores relacionados ao parâmetro [a] dos sujeitos controle foram maiores que os índices dos pacientes com DRC ($p = 0,00078$). Esses achados nos mostram que os indivíduos controle possuem uma capacidade maior de potência muscular em comparação com os pacientes. Os dados corroboram com o estudo de Storer e cols (2005) onde foram avaliadas a força, potência e fadiga antes e após treinamento em cicloergômetro. A avaliação foi realizada na musculatura do quadríceps, onde ao realizar 5 repetições no exercício de leg-press encontraram diferenças significativas no início do programa entre o grupo de pacientes e controle ($p < 0,05$). Após o treinamento também foram encontradas diferenças entre os grupos com valor de $p=0,002$. No teste de potência da extensão do joelho foram encontradas diferenças em relação ao grupo que não realizou o treinamento ($p < 0,05$), assim como no teste de fadiga ($p < 0,05$). O teste subir e descer escada, caminhada de 10 metros e o *Time Up and Go*¹² foram utilizados nesse estudo, e diferenças foram encontradas

¹² *Time Up and Go* – Teste de agilidade, onde o sujeito levanta de uma cadeira, toca com a mão um cone distante em 3 metros e retorna sentando na cadeira no menor tempo possível.

após o treinamento em relação aos valores iniciais nos teste de caminhada ($p=0,003$) e de escada ($p=0,007$).

Diferenças entre os valores de força máxima dos pacientes com DRC comparados com os indivíduos controle eram esperados, devido ao seu estado metabólico que faz com que a força e a massa muscular sejam diminuídas (PAINTER et al, 1999; CHEEMA & SINGH, 2005). Nossos achados não corroboram com pesquisas anteriormente realizadas que, através da preensão de mão, avaliaram o valor da força máxima e de resistência (60% da CVM). Foram encontrados valores de 183 ± 84 e 366 ± 82 Newtons, para os pacientes em hemodiálise e indivíduos controles respectivamente (KUGE et al, 2005). A diminuição da capacidade de gerar força está relacionada com os metabólitos presentes no organismo do indivíduo que são denominadas de toxinas urêmicas. Essa concentração provoca um impacto negativo sobre a funcionalidade do organismo podendo provocar uma intoxicação endógena (VANHOLDER et al, 2008). Nossa amostra, estando entre os estágios 1 e 3 não se encontra em estágios avançados da doença. Esse pode ser o motivo pelo qual não termos encontrados diferenças significativas entre os grupos de pacientes com o controle. Mesmo em estados iniciais da DRC, os indivíduos possuem um estado inflamatório, como isso é demonstrado na avaliação da proteína C reativa (PCR)¹³. Por exemplo, pacientes que não estão realizando uma TRS e se encontram desnutridos, possuem uma resposta de fase aguda ativa, com elevação dos níveis de PCR sanguíneos (STEVIKEL et al, 1999). Os valores desses marcadores não estão ligados somente a DRC, por exemplo, é associada à idade, a elevação da pressão arterial sistólica e presença de microalbuminúria (BARZILAY et al, 2004). Além da condição fisiológica de cada sujeito, algumas variáveis podem influenciar os valores de força adquiridos nos teste, como por exemplo, o sexo, idade, peso e estatura (SHECHTMAN et al, 2004). Com o tempo, há uma tendência de que ocorra um aumento da força de preensão, que, após atingir seu pico, inicia a diminuição por volta da quarta década de vida (MATHIOWETZ et al, 1985). A idade é mais um fator, além do estado fisiológico muscular, que pode estar relacionado com a diferença da força entre os

¹³ PCR - é um marcador de fase aguda que se eleva especialmente em processos inflamatórios e infecciosos.

grupos, porque os pacientes com DRC têm a média de idade maior que os sujeitos controles.

Além disso, houve diferença entre os valores de força máxima do lado direito ($p = 0,00003$) e do lado esquerdo ($p = 0,0001$) entre os dinamômetros. Os valores encontrados no JAMAR[®] foram maiores quando comparados com o da empunhadura modificada. Uma explicação da diferença entre os valores de força é devido à ativação dos músculos envolvidos na ação em cada aparelho. Essa particularidade ocorreu devido ao posicionamento dos dedos no momento da preensão de mão. Para efeitos de padronização da avaliação eletromiográfica, realizada simultaneamente, tivemos que identificar os músculos que iriam contribuir com a máxima porcentagem para a preensão nos dinamômetros. No dinamômetro JAMAR[®], a angulação em que a alça móvel se encontra em relação ao apoio faz com que os dedos, ao se posicionar para a preensão, utilizem além dos flexores superficiais dos dedos, os flexores profundos (KAPANDJI, 2007). Durante o desenvolvimento do protocolo de avaliação, pudemos notar que a alça móvel não permitiria a avaliação isolada dos flexores superficiais, porque o dedo indicador e o médio são apoiados pela falange medial.

O posicionamento do dedo indicador e médio se dá dessa forma devido à padronização da posição da mão nas empunhaduras utilizada nesse estudo, onde a articulação interfalangeana distal do quinto dedo deve estar sob a linha média da alça do dinamômetro. Ao posicionar a mão para o teste, o quinto dedo não participa do movimento de preensão da mão, devido ao comprimento, quando comparado com o segundo e terceiro dedo. Outra dificuldade foi a escolha do posicionamento da alça móvel em alguns pacientes. As duas posições mais utilizadas não permitiam que a articulação ficasse sobre a linha média e, em determinado momento, o apoio se dava pela falange distal e na outra posição, pela falange medial. Nessas situações utilizamos o posicionamento da alça na qual a articulação interfalangeana distal do quinto dedo mais se aproximava da linha média da alça do dinamômetro. No dinamômetro com empunhadura modificada não tivemos essa dificuldade de posicionamento entre os dedos, uma vez que o perfil da empunhadura possibilitou o apoio de todos os dedos igualmente em sua falange medial.

Outra diferença encontrada nos nossos dados foram valores mais altos de pré-carga dos indivíduos com DRC em relação ao grupo controle ($p = 0,00000014$). Acreditamos que esse achado pode estar relacionado devido a algum distúrbio de controle neural da contração muscular dos pacientes. Durante o treinamento, os ganhos relacionados aos fatores neurais são muito importantes para o desenvolvimento da força muscular, e principalmente quando utilizamos indivíduos que necessitam de algum tipo de reabilitação. O aumento da força muscular é perceptível, e a eletromiografia de superfície nos mostra que esse aumento é demonstrado pelo aumento da amplitude do sinal eletromiográfico (GABRIEL et al, 2006; DE LUCA, 1997). O sinal foi coletado simultaneamente a avaliação da força muscular, porém, as análises dessas variáveis fazem parte de outro trabalho do laboratório, onde tentaremos esclarecer futuramente os dados adquiridos nessa avaliação.

A avaliação que realizamos é válida e confiável, vide que é largamente utilizada para verificar a efetividade do tratamento realizado com o indivíduo, seja ele em caráter cirúrgico ou até mesmo terapêutico (FIGUEIREDO et al, 2007; BOADELLA et al, 2005). A facilidade de execução e o custo operacional na realização do teste de prensão são fatores importantes na escolha da metodologia a ser utilizada. Da mesma forma, a avaliação da curva força tempo é utilizada na literatura (SHECHTMAN et al, 2007) na qual temos possibilidade de aplicar outras metodologias de análises dos dados, como foi o objeto do nosso estudo. Independente da musculatura utilizada seja ela dos membros inferiores ou até mesmo das mãos, as análises das curvas são importantes devido ao grande número de interações que ocorrem no desenvolvimento da força muscular. A avaliação ou o treinamento podem ser realizados durante as sessões de hemodiálise, fazendo com que os pacientes utilizem a atividade física nos momentos que se encontram sob supervisão médica diminuindo os riscos de intercorrências e a monotonia do tratamento. Algumas pesquisas têm sido realizadas com o intuito de melhorar a qualidade de vida dos pacientes com DRC, por vezes envolvendo programas de condicionamento físico que consistem em realizar, em uma bicicleta ergométrica, o trabalho cardiorrespiratório e o fortalecimento da musculatura de membros inferiores de duas a três vezes por semana por um período de três 3 meses (OH-PARK et al, 2002).

Outra metodologia de análise das curvas que é utilizada na literatura é o coeficiente de variação (CV), que é expresso em porcentagem e através do desvio padrão obtido nos testes de força, dividido pela sua média (INNES, 1999). Em um estudo com pacientes em hemodiálise, foi avaliado o pico de força, o tempo até o pico máximo e a taxa de desenvolvimento da força no movimento de extensão de joelho, através de contrações intermitentes a 50, 75 e 90% da CVM. Foi utilizado um dinamômetro de membros inferiores, na qual permitia a execução da contração com o joelho em 45° de extensão, também foi utilizado o sinal eletromiográfico para futuras análises (GLEESON et al, 2002). Nossa proposta metodológica é capaz de avaliar os mesmos parâmetros da pesquisa anterior, porém recrutando uma musculatura menor. Para pacientes com diminuição da capacidade física provocaria menor desgaste durante a avaliação, sendo mais segura para a população de risco.

6 – CONCLUSÃO

A realização da atividade física pelos indivíduos com alguma patologia é de grande importância porque é uma medida não farmacológica para auxiliá-los durante o tratamento. Os benefícios da sua prática se conquistam ao longo do tempo, da frequência que se realiza e também da prescrição que respeite a condição física do indivíduo. Para realização de um bom programa, a avaliação deve ser minuciosa e específica para cada população, além do conhecimento sobre as limitações e cuidados que devem ser seguidos de acordo com o quadro clínico do paciente. Podemos notar que a avaliação do desenvolvimento da força em relação ao tempo nos fornece parâmetros para compreendermos o comportamento do estado fisiológico do indivíduo, durante a realização da atividade e até mesmo sua evolução após o treinamento.

Dentre as análises realizadas observamos as pequenas diferenças dos valores do parâmetro [b], o que implicaria dizer que para o grupo analisado o mesmo corresponderia a uma constante, e desse modo o modelo poderia ser representado por apenas três dos quatro parâmetros, o que aumentaria a qualidade do modelo matemático proposto. Para os demais parâmetros observou-se diferenças significativas e grande variabilidade.

Os dinamômetros utilizados podem viabilizar as avaliações de força nos pacientes com DRC por serem de fácil uso. No entanto, há a necessidade de melhorar o conhecimento sobre a fisiologia da contração muscular pois dentro do processo de acidose metabólica que o sujeito desenvolve são inúmeras as modificações ocorridas. O controle por parte dos fármacos é de grande necessidade, e o desenvolvimento de novas drogas fazem com que a atuação seja mais direta e com menor número de efeitos adversos. A metodologia de avaliação que propomos visa facilitar a aquisição dos conhecimentos sobre a complexidade do estado catabólico que o indivíduo se encontra. A facilidade da avaliação da força de preensão manual é um fator importante de escolha dessa metodologia, estando atentos sempre na execução do teste para que possamos adquirir dados capazes de esclarecer as questões. A diminuição da capacidade de gerar força rapidamente faz com que o indivíduo portador da DRC, tenha a necessidade de realizar treinamento físico mais específico no intuito de diminuir a perda da sua capacidade de desenvolvimento de força, de acordo com a evolução da doença.

A necessidade de mais estudos com essa população utilizando diferentes protocolos de desenvolvimento da força e também outras metodologias de análise dos dados se mostra evidente. A mudança no desenvolvimento da força de preensão, por exemplo, seria uma variação a ser testada, para avaliar outros parâmetros relacionados à manutenção do esforço.

Desenvolvemos uma proposta metodológica para avaliação da curva força-tempo em um teste e população específica. Esperamos que outros estudos utilizem essa metodologia para o desenvolvimento de novos protocolos de testes e metodologias específicas para outros grupos.

7 – REFERÊNCIAS

AMERICAN SOCIETY OF HAND THERAPISTS POSITION PAPER ON THE USE OF ORTHOTICS IN HAND THERAPY. 2002. Disponível em: <http://www.asht.org/downloads/Position_Paper_on_the_Use_of_Orthotics_in_Hand_Therapy.pdf>. Acesso em: 28 mar. 2009.

ASTOR, B.C.; HALLAN, S.I.; MILLER III, E.R.; YEUNG, E.; CORESH, J. Glomerular Filtration Rate, Albuminuria, and Risk of Cardiovascular and All-Cause Mortality in the US Population. **American Journal of Epidemiology**, v.167, p.1226–1234, 2008.

BAILEY, J.L.; WANG, X.; ENGLAND, B. K.; PRICE, S. R.; DING, X.; MITCH, W. E.: The Acidosis of Chronic Renal Failure Activates Muscle Proteolysis in Rats by Augmenting Transcription of Genes Encoding Proteins of the ATP-dependent Ubiquitin-Proteasome Pathway. **Journal of Clinical Investigation**, v.97, p.1447-1453, 1996.

BARZILAY, J.I.; PETERSON, D.; CUSHMAN, M.; HECKBERT, S.R.; CAO, J.J.; BLAUM, C.; TRACY, R.P.; KLEIN, R.; HERRINGTON, D.M. The relationship of cardiovascular risk factors to microalbuminuria in older adults with or without diabetes mellitus or hypertension: The cardiovascular health study. **American Journal of Kidney Disease**, v.44, p.25-34, 2004.

BASTOS, M.G.; DO CARMO, W. B.; ABRITA, R. R.; ALMEIDA, E.C.; MAFRA, D.; DA COSTA, D. M. N.; GONÇALVES, J. A.; OLIVEIRA, L. A.; SANTOS, F. R.; DE PAULA, R. B.: Doença Renal Crônica: Problemas e Soluções. **Jornal Brasileiro de Nefrologia**, v.XXVI, n.4, Dezembro de 2004.

BLAIR, S.N.; CHURCH, T.S.: The fitness, obesity, and health equation: is physical activity the common denominator? **JAMA**, v.292, p.1232-1234, 2004.

BOADELLA, M.J.; KUIJER, P.P.; SLUITER, J.K.; FRINGS-DRESEN, M.H. Effect os self-selected handgrip position on maximal handgrip strength. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation** v.86, p.328-331, 2005.

BUATOIS, S.; MANKOUNDIA, P.; GUEGUEN, R. et al: Five times sit to stand test is a predictor of recurrent falls in healthy community living subjects aged 65 and older. **Journal of American Geriatric Society**, v.56, p.1575-1577, 2008

CASTANEDA, C.; GORDON, P. L.; UHLIN, K. L. et al: Resistance training to counteract the catabolism of a low-protein diet in patients with chronic renal insufficiency: a randomized, controlled trial. **Annual of Internal Medicine**, v.135, p.965-976, 2001.

CASTRO, M.; CAIUBY, A. V. S.; DRAIBE, S. A.; CANZIANI, M. E. F.: Qualidade de vida de pacientes com insuficiência renal crônica em hemodiálise avaliada através do instrumento genérico SF-36. **Revista da Associação Médica Brasileira**, v.49, n.3, p.145-149, 2003.

CHEEMA, B.; SINGH, M.A.F. Exercise training in patients receiving maintenance hemodialysis: a systematic review of clinical trials. **American Journal of Nephrology** v.25, p.352-364, 2005.

CICCONELLI, R. M.: Tradução para o português e validação do questionário genérico de avaliação de qualidade de vida "Medical Outcomes Study 36-item-short-form health survey (SF-36)" [dissertação]. São Paulo: Escola Paulista de Medicina/Universidade Federal de São Paulo; 1997.

DE LUCA. C. J: The use of surface electromyography in biomechanics. **Journal of Applied Biomechanics**, v.13, n.2, p.135-163, 1997.

DEMURA, S.; YAMAJI, S.; NAGASAWA. Y; MINAMI. M; KITA. I: Examination of force-production properties during static explosive grip based on force-time curve parameters. **Perceptual Motor Skills**., v.91, p.1209-1220, dec.2000.

V DIRETRIZES BRASILEIRAS DE HIPERTENSÃO ARTERIAL - Sociedade Brasileira de Cardiologia, Sociedade Brasileira de Hipertensão, Sociedade Brasileira de Nefrologia.2006. Disponível em: <<http://departamentos.cardiol.br/dha/vdiretriz/vdiretriz.asp>> Acesso em: 25 set. 2008.

FESS, E.E. Grip strength. In: American Society of Hand Therapists, ed. Clinical assessment recommendations. 2nd ed. Garner, NC: **American Society of Hand Therapists**, p.41–45, 1992.

FIGUEIREDO, I.M.; SAMPAIO, R.F.; MANCINI, M.C.; SILVA, F.C.M.; SOUZA, M.A.P. Teste de força de preensão utilizando o dinamômetro Jamar. **Acta Fisiatric** v.14, n.2, p.104 -110, 2007.

FITTS, R.H. The cros-bridge cycle and skeletal muscle fatigue. **Journal of Applied Physiology**. v.104, p.551-558, 2008.

FOLEY, R.N.; PARFREY, P.S.; SARNAK, M.J. Clinical epidemiology of cardiovascular disease in chronic renal disease. **American Journal of Kidney Disease**, v.32, p.S112-S119, 1998.

GABRIEL, D.A.; KAMEN, G.; FROST, G. Neural Adaptations to Resistive Exercise: Mechanisms and Recommendations for Training Practices. **Sports Medicine**, v.36, n.2, p.133-149. 2006.

GLEESON, N.P.; NAISH, P.F.; WILCOCK, J.E.; MERCER, T.H. Reliability of indices of neuromuscular leg performance in end-stage renal failure. **Journal of Rehabilitation Medicine**, v.34, p.273–277, 2002.

GOSKER. H. R; LENCER. N. H; FRANSSSEN. F. M; VANDERVUSSE. G. J; WOUTERS. E. F; AND SCHOLS. A. M: Striking similarities in systemic factors contributing to decreased exercise capacity in patients with severe chronic heart failure or COPD. **Chest**, v.123, p.1416-1424, 2003.

INNES, E. Handgrip strength testing: a review of the literature. **Australian Occupational Therapy Journal**. v.46, p.120-140, 1999.

IKIZLER, T.A. AND HIMMELFARB, J. Muscle Wasting in Kidney Disease: Let's Get Physical. **American Society of Nephrology**, v.17, p.2097–2098, 2006. doi: 10.1681/ASN.2006060629

JOHANSEN. K. L; PAINTER. P. L; SAKKAS. G. K; et al: Effects of resistance exercise training and nandrolone decanoate on body composition and muscle function among patients who receive hemodialysis: a randomized, controlled trial. **Journal of American Society of Nephrology**, v.17, p.2307-2314, 2006.

JUSKOWA. J; LEWANDOWSKA. M; BARTLOMIEJCZYK. I; FORONCEWICZ. B; KORABIEWSKA. I; NIEWCZAS. M. and SIERDZINSKI. J: Physical rehabilitation and risk of atherosclerosis after successful kidney transplantation. **Transplantation Proceedings**, v.38, p.157-160, 2006.

KAPANDJI, A.I. **Fisiologia articular: esquemas comentados de mecânica humana**. 6. ed, v.1- Rio de Janeiro: Guanabara Koogan; Madrid (Espanha): Editorial Médica Panamericana, 2007.

KNIGHT. E; OFSTHUN. N; Teng. M: The association between mental health, physical function and hemodialysis mortality. **Kidney Int**, v.63, p.1843-1851, 2003.

KOLMAN. B; VERRIER. R; LOWN. B: The effect of vagus nerve stimulation upon vulnerability of the canine ventricle: role of sympathetic parasympathetic interactions. **Circulation**. v.52, p.578, 1975.

KOMI, P.V. *Força e Potência no Esporte* / P.V. Komi; tradução Vagner Rasso, Ronei Silveira Pinto. – 2. ed. – Porto Alegre: Artmed, 2006.

KORABIEWSKA. L; LEWANDOWSKA. M; JUSKOWA. J; et al: Need for rehabilitation in renal replacement therapy involving allogeneic kidney transplantation. **Transplantation. Proc** v.39, p.2776-2777, 2007.

KOUFAKI, P. and MERCER, T. Assessment and Monitoring of Physical Function for People With CKD. **Advances in Chronic Kidney Disease**, v.16, n.6, p.410-19, nov.2009.

KOUIDI. E: Health-related quality of life in end-stage renal disease patients: The effects of renal rehabilitation. **Clinical Nephrology**, v.61(suppl 1), p.S60-S71, 2004.

KUGE, N.; SUZUKI, T.; ISOYAMA, S. Does handgrip exercise training increase forearm ischemic vasodilator responses in patients receiving hemodialysis? **Journal of Experimental Medicine**, v.207, p.303-12, 2005.

LAAKSONEN, M.S.; KALLIOKOSKI, K.K.; KYROLAINEN, H., KEMPPAINEN, J.; TERA S, M., SIPILA, H., NUUTILA, P.; KNUUTI, J. Skeletal muscle blood flow and flow heterogeneity during dynamic and isometric exercise in humans. **American Journal of Physiology and Heart Circulation Physiology**, v.284, p.H979–H986, 2003.

LAGERSTROM. C; NORDGREN. B: On the reliability and usefulness of methods for grip strength measurement. **Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine**, v.30, p.113-119, 1998.

LEIKIS. M. J; MCKENNA. M. J; PETERSEN. A. C; KENT. A. B; MURPHY. K. T; LEPPIK. J. A; GONG. X; AND MCMAHON. L. P: Exercise performance falls over time in patients with chronic kidney disease despite maintenance of hemoglobin concentration. **Clinical Journal of the American Society of Nephrology**, v.1, p.488–495, 2006.

LEVEY, A. S; BOSCH,J.P; LEWIS, J. B; GREENE, T; ROGERS, N. and ROTH. D: A More Accurate Method To Estimate Glomerular Filtration Rate from Serum Creatinine: A New Prediction Equation. **Annual of Intern Medicine**, v.130, p.461-470, 1999.

LOWRIE, E.G.; CURTIN, R.B.; LEPAIN, N.; et al: Medical outcomes study short form-36: A consistent and powerful predictor of morbidity and mortality in dialysis patients. **American Journal of Kidney Diseases**, v.41, p.1286-1292, 2003.

MATHIOWETZ, V.; KASHMAN, N.; VOLLAND, G.; WEBER, K.; DOWE, M.; ROGERS, S. Grip and pinch strength: normative data for adults. **Archives of Physics and Medicine Rehabilitation**, v.66, n.2, p.69-74, 1985.

MATHIOWETZ, V; WEBER, K.; VOLLAND, G.; KASHMAN, N. Reliability and validity of grip and pinch strength evaluations. **Journal of Hand Surgery**, v.9, n.2, p.222-226, 1984.

MOINUDDIN. I. & LEEHEY. D. J: A comparison of aerobic exercise and resistance training in patients with and without chronic kidney disease. **Advances in Chronic Kidney Disease**, v.15, n.1, p.83-96, jan.2008.

MOMEN, AFSANA, BRIAN HANDLY, ALLEN KUNSELMAN, URS A. LEUENBERGER, AND LAWRENCE I. SINOWAY. Influence of sex and active muscle mass on renal vascular responses during static exercise. **American Journal of Physiology and Heart Circulation Physiology**, v.291, p.H121–H126, 2006.

NAGASAWA. Y; DEMURA. S; NAKADA. M: Reliability of a computerized target-pursuit system for measuring coordinated exertion of force. **Perceptual Motor Skills**, v.96, p.1071–1085, 2003.

NAKADA, M.; DEMURA, S.; YAMAJI, S. The Properties and Interrelationships of Various Force-time Parameters during Maximal Repeated Rhythmic Grip. **Journal of Physiology and Anthropology**, v.26, p.15–21, 2007.

NATIONAL KIDNEY FOUNDATION. K/DOQI clinical practice guidelines for chronic kidney disease: evaluation, classification and stratification. American Journal Kidney Disease, v.39, Suppl 2, p.S1-S246, 2002.

NETTER. F. H: Atlas de Anatomia Humana. 2ed. Porto Alegre: Artmed, 2000.

NOVO JR.; J.M.: The muscle response to the strength test: time series data analysis... In: Ana Faro. (Org.). A multidisciplinary approach to human movement. 1 ed. Coimbra: Faculdade de Ciências do Desporto e Educação Física - Universidade de Coimbra, v.1, p.185-210, 2001.

NOVO JR.; J.M. Teste de preensão isométrica da mão: metodologia e implicações fisiológicas. 1998. Tese (Doutorado em Engenharia Biomédica) – Faculdade de Engenharia Elétrica – UNICAMP, Campinas, 1998.

OH-PARK, M.; FAST, A.; GOPAL, S.; LYNN, R.; FREI, G.; DRENTH, R.; ZOHMAN, L. Exercise for the dialyzed Aerobic and strength training during hemodialysis. **American Journal of Physics and Medicine Rehabilitation**, v.81, p.814-821, 2002.

ONORATI. P; ANTONUCCI. R; VALLI. G; et al: Non-invasive evaluation of gas exchange during a shuttle walking test vs. a 6-min walking test to assess exercise tolerance in COPD patients. **European Journal of Applied Physiology**, v.89, p.331-336, 2003.

PAINTER. P: Determinants of Exercise Capacity in CKD Patients Treated With Hemodialysis. **Advances in Chronic Kidney Disease**, v.16, n.6, p.437-448, nov.2009a.

PAINTER. P: Implementing Exercise: What Do We Know? Where Do We Go? **Advances in Chronic Kidney Disease**, v.16, n.6, p.536-544, nov.2009b.

PAINTER. P: Physical functioning in end-stage renal disease patients: Update 2005. **Hemodialysis International**. v.9, p.218-35, 2005.

PAINTER, P.; STEWART. A.L.; CAREY. S. Physical functioning: definitions, measurement, and expectations. **Advances in Renal Replacement Therapy**, v.6, p.110-123, 1999.

PECOITS-FILHO. R: Diagnóstico de doença renal crônica: Avaliação da função renal. **Jornal Brasileiro de Nefrologia**, v.26, n.3, Supl.1, ago.2004.

PICKERING, W.P.; PRICE, S.R.; BIRCHER, G.; MARINOVIC, A.C.; MITCH, W.E.; WALLS, J.: Nutrition in CAPD: serum bicarbonate and the ubiquitin-proteasome system in muscle. **Kidney Int.** v.61, n.4, p.1286-92, apr.2002.

RIBEIRO, D.C.; LOSS, J.F.; CAÑEIRO, J.P.T.; LIMA, C.S.; MARTINEZ, F.G. Análise eletromiográfica do quadríceps durante a extensão do joelho em diferentes velocidades. **Acta Ortopaedic Brasileira.** V.13, n.4, p.189-193, 2005.

SANTOS. C. A. S; PITTA. G. B. B: Fístula Arteriovenosa para Hemodiálise. In: Pitta GBB, Castro AA, Burihan E, editores. Angiologia e cirurgia vascular: guia ilustrado. Maceió: UNCISAL/ECMAL & LAVA; 2003. Disponível em: <<http://www.lava.med.br/livro>> Acesso em: 9 dez. 2009.

SANTOS. F.R; FILGUEIRAS, M.S.T.; CHAOUBAH, A.; BASTOS, M.G.; DE PAULA, R.B. Efeitos da abordagem interdisciplinar na qualidade de vida e em parâmetros laboratoriais de pacientes com doença renal crônica. **Revista de Psiquiatria Clínica**, v.35, n.3, p.87-95, 2008.

SCHIFFRIN, E.L.; LIPMAN, M.L.; MANN, J.F. Chronic kidney disease: Effects on the cardiovascular system. **Circulation**, v.116, p.85-97, 2007.

SHECHTMAN, O.; MANN, W.C.; JUSTISS, M.D.; TOMITA, M. Grip strength in the frail elderly. **American Journal of Physics and Medicine Rehabilitation.** v.83, n.11, p.819-26, 2004.

SHECHTMAN, O.; SINDHU, B.S.; DAVENPORT, P.W. Using the force-time curve to detect maximal grip strength effort. **Journal of Hand Therapy**, p.37-48; Jan-Mar, 2007.

SEGURA, J.; GARCIA-DONAIRE. J.; PRAGA. M.; et al. Chronic kidney disease as a situation of high added risk in hypertensive patients. **Journal American Society of Nephrology**, v.17, n.S2, p.136-140, 2006.

SIETSEMA. K. E; AMATO. A; ADLER. S. G; et al: Exercise capacity as a prognostic indicator among ambulatory patients with end stage renal disease. **Kidney Int** v.65, p.719-724, 2004.

STACK ; AUSTING. G. and MURTHY, BHAMIDIPATI. Exercise and Limitations in Physical Activity Levels among New Dialysis Patients in the United States: An Epidemiologic Study. **Annual Epidemiology** v.18, p.880–888, 2008.

STENVINKEL, P.; HEIMBURGER, O.; PAULTRE. F.; DICZFALUSY. U.; WANG. T.; BERGLUND. L.; JOGESTRAND. T. Strong association between malnutrition, inflammation, and atherosclerosis in chronic renal failure. **Kidney Int**, v.55, p.1899-1911, 1999.

STORER, T.W.; CASABURI, R.; SAWELSON, S.; KOPPLE, J.D. Endurance exercise training during haemodialysis improves strength, power, fatigability and physical performance in maintenance haemodialysis patients. **Nephrology Dialysis Transplant**. v.20, p.1429-1437, 2005.

VANHOLDER, R.; VAN LAECKE, S.; GLORIEUX, G. What is new in uremic toxicity? **Pediatric Nephrology**, v.23, n. 8, p.1211–1221, 2008.

VANHOLDER, R. and LAMAIRE, N. Acute renal failure: future directions for research. **Nephrology**, v.6, p.57–61, 2001.

VANOLI. E; FERRARI. G.M; STRAMBA-BADIALE. M; HULL. S. S; FOREMAN. R; SCHWARTZ. P. J: Vagal stimulation and sudden death in conscious dogs with a healed myocardial infarction. **Circulation Research**, v.68, p.1471-1481, 1991.

ZATZ. R: Série Fisiopatologia Clínica – Fisiologia Renal (Vol 2). São Paulo. Atheneu, 2002.

8 – ANEXO

ANEXO I – Termo de Consentimento Livre e Esclarecido



UNIVERSIDADE FEDERAL DE JUIZ DE FORA

Faculdade de Educação Física e Desportos

CAMPUS CIDADE UNIVERSITÁRIA

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Título do projeto: “AVALIAÇÃO DA FORÇA MUSCULAR DE PACIENTES COM DOENÇA RENAL CRÔNICA EM DIFERENTES TIPOS DE TERAPIA RENAL SUBSTITUTIVA ATRAVÉS DE TESTES DE ESFORÇO ISOMÉTRICO”

Responsáveis:

Prof. Dr. José Marques Novo Junior (orientador)

Prof. Dr. Marcus Gomes Bastos (co-orientador)

Guilliber Carlos da Fonseca (orientando)

Endereço e telefones do responsável: Prof. Dr. José Marques Novo Junior (Av. Senhor dos Passos, 2492 – Cond. Colinas do Imperador – São Pedro – Juiz de Fora, MG - Telefones de contato: (32) 3236-5915 / 9106-1520.

Endereço e telefone do Comitê de Ética em Pesquisa do HU-UFJF: Prédio da Biblioteca Central s/nº - Pró-Reitoria de Pesquisa - Campus Universitário da UFJF - Fone: (32) 3229-3784 Horário de funcionamento: **08:00 às 12:00 horas, de segunda à sexta-feira.**

Informações ao participante ou responsável:

1. Você está sendo convidado a participar de uma pesquisa que tem como objetivo avaliar o sinal eletromiográfico e o comportamento da força muscular em diferentes formas de terapia renal substitutiva, através de testes de esforço muscular isométrico, compreendendo os testes por tensiometria e a avaliação da força de preensão em três diferentes dinamômetros.
2. Você será submetido às avaliações fisioterapêutica e cardiológica, para verificar a presença de alguma alteração que contra-indique a execução dos exercícios. Você também será submetido a uma entrevista para aplicação do questionário de atividade física.

3. Para a realização dos testes você será atendido no CAS/HU, em uma única vez. Se necessário for, será agendado outro dia para os testes. Em ambos os casos, os dias e horários serão combinados com antecedência.
4. A sua participação não envolverá nenhum risco e os pesquisadores não interferirão no decurso do seu tratamento. Você será acompanhado por uma equipe treinada que estará alerta a qualquer alteração que possa sugerir a interrupção do esforço exigido. Neste estudo em específico, o esforço muscular a ser avaliado é de baixíssimo risco.
5. O benefício que você terá com o estudo será uma avaliação completa: clínico-cardiológica, fisioterapêutica, e neuromuscular.
6. Você poderá se negar a participar bem como abandonar a pesquisa em qualquer momento, sem nenhuma penalização ou prejuízo de seu tratamento. Em qualquer etapa do estudo você terá acesso aos responsáveis pela pesquisa para esclarecimento de eventuais dúvidas.
7. As informações obtidas durante as avaliações serão mantidas em total sigilo. As informações assim obtidas, no entanto, poderão ser usadas para fins estatísticos ou científicos, não sendo divulgada sua identificação.
8. Você não terá despesas nem compensação financeira pela sua participação no estudo. Em caso de dano pessoal, diretamente causado pelos procedimentos propostos neste estudo, você terá direito a tratamento médico na instituição.

Eu, _____,
 portador do RG nº _____, residente à
 _____ na cidade de _____ - _____,
 tel: _____ certifico que, tendo lido as
 informações prévias e sido suficientemente esclarecido pelos responsáveis
 sobre todos os itens, estou plenamente de acordo com a realização do
 estudo, autorizando a minha participação no mesmo, como voluntário.

Juiz de Fora, _____ de _____ de 2009.

 Assinatura do paciente/ representante legal

 Prof.Dr. José Marques Novo Júnior/Pesquisador responsável