

**UNIVERSIDADE DO ESTADO DE SANTA CATARINA – UDESC
CENTRO DE CIÊNCIAS DA SAÚDE E DO ESPORTE- CEFID
COORDENADORIA DO PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIA
DO MOVIMENTO HUMANO**

LUIZ AUGUSTO OLIVEIRA BELMONTE

**ANÁLISE DA FORÇA DE PREENSÃO MANUAL EM IDOSOS
PRATICANTES E NÃO-PRATICANTES DE EXERCÍCIOS
FÍSICOS REGULARES**

FLORIANÓPOLIS - SC

2007

**UNIVERSIDADE DO ESTADO DE SANTA CATARINA – UDESC
CENTRO DE CIÊNCIAS DA SAÚDE E DO ESPORTE- CEFID
COORDENADORIA DO PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIA
DO MOVIMENTO HUMANO**

LUIZ AUGUSTO OLIVEIRA BELMONTE

**ANÁLISE DA FORÇA DE PREENSÃO MANUAL EM IDOSOS
PRATICANTES E NÃO-PRATICANTES DE EXERCÍCIOS
FÍSICOS REGULARES**

Dissertação apresentada à banca examinadora do mestrado em ciências do movimento humano da Universidade do estado de santa Catarina, como requisito para a obtenção do título Mestre.

Orientadora: Dr^a. Susana Cristina Domenech

FLORIANÓPOLIS – SC

2007

LUIZ AUGUSTO OLIVEIRA BELMONTE
ANÁLISE DA FORÇA DE PREENSÃO MANUAL EM IDOSOS
PRATICANTES E NÃO-PRATICANTES DE EXERCÍCIOS FÍSICOS
REGULARES

Dissertação aprovada como requisito parcial para a obtenção do grau de Mestre, no programa de pós-graduação do curso de mestrado em Ciências do Movimento Humano da Universidade do Estado de Santa Catarina.

Banca examinadora:

Orientadora:

Dra. Susana Cristina Domenech
Universidade do Estado de Santa Catarina

Membro:

Dr. Antonio Renato Pereira Moro
Universidade Federal de Santa Catarina -UFSC

Membro:

Dr. Milton José Cinelli
Universidade do Estado de Santa Catarina

Membro:

Dr. Noé Gomes Borges Júnior
Universidade do Estado de Santa Catarina - UDESC

FLORIANÓPOLIS, setembro de 2007.

Dedico este trabalho a minha esposa e
aos meus pais.

AGRADECIMENTOS

Gostaria de iniciar meus agradecimentos aos meus amigos e colegas de trabalho pelo incentivo e cooperação na realização desta etapa.

Aos idosos que participaram deste estudo e pelos rápidos ensinamentos passados nas coletas.

Aos grupos de estudo e atividade com o idoso GETI- UDESC, Vovô em ação- UNISUL e ao grupo de idosos da Praia de Fora.

A Universidade do Sul de Santa Catarina pelo apoio em equipamentos e toda logística.

A profa. Estella Maris e Giovana Mazo pelo auxílio em um momento muito complicado deste trabalho.

Ao grupo de alunos, funcionários e amigos do LABIN pelo incentivo e apoio nestes meses. Ao Maércio pela vontade de sempre ajudar e resolver os problemas.

Ao prof. Noé pela forma bacana que me acolheu e me ajudou. Ao Lucas Borges por sua paciência empenho que facilitaram muito este trabalho, muito obrigado.

Ao amigo Afonso que foi muito importante nas experiências passadas e ajuda, muito obrigado.

A minha família que sempre me incentivou a estudar desde muito tempo e deixou de fazer muitas coisas para me dar o melhor presente que é o conhecimento.

Gostaria de agradecer especialmente a três pessoas que ajudaram cada um a sua maneira, mas que foram fundamentais: Profa. Susana que me ensinou o que é pesquisa séria, compromisso com a ciência e que o trabalho deve ser feito agora e não depois. Ao Jonathan por sua grande capacidade de ajudar a qualquer momento e em qualquer situação, este trabalho é nosso. Ao grande amor da minha vida, minha esposa e exemplo para minha carreira, sempre muito correta, incentivadora e inteligente .

Aos integrantes do LABIN muito obrigado!!!!

“A diferença entre o possível e o impossível está na vontade humana”.

(Louis Pasteur)

SUMÁRIO

LISTA DE FIGURAS	9
LISTA DE GRÁFICOS	10
LISTA DE TABELAS	12
I INTRODUÇÃO	13
1.1 O PROBLEMA	13
1.2 JUSTIFICATIVA	16
1.3 DEFINIÇÃO DE TERMOS E VARIÁVEIS	18
1.3.1 Definição de termos.....	18
1.3.2 Definição de variáveis	18
1.3.2.1 Variáveis independentes do estudo.....	19
1.3.2.2 Variáveis dependentes do estudo.....	20
1.4 OBJETIVOS	22
1.4.1 Objetivo geral	22
1.4.2 Objetivos específicos.....	22
1.5 DELIMITAÇÕES DO ESTUDO	22
1.6 LIMITAÇÕES DO ESTUDO	23
1.7 HIPÓTESES	24
2 REFERÊNCIAL TEÓRICO	25
2.1 O PROCESSO DE ENVELHECIMENTO	25
2.2 A MÃO E SUAS CARACTERÍSTICAS	32
2.2.1 Ossos.....	31
2.2.2 Músculos.....	35
2.2.3 Suprimento sanguíneo e nervoso	36
2.3 PREENSÃO MANUAL	37
2.4 AVALIAÇÃO DA MÃO	41
2.5 DINAMOMETRIA E SUAS CARACTERÍSTICAS	45

3 MATERIAIS E MÉTODOS	57
3.1 CARACTERÍSTICAS DO ESTUDO	57
3.2 SUJEITOS DO ESTUDO.....	57
3.3 INSTRUMENTO DO ESTUDO	58
3.3.1 O dinamômetro e os procedimentos de ajuste de empunhadura	60
3.4 PROCEDIMENTO DE COLETA DE DADOS	61
3.4.1 Ficha de adastro, anamnese e avaliação funcional (etapa 1).....	62
3.4.2 Avaliação de medidas fisiológicas e antropométricas (etapa 2).....	63
3.4.3 Protocolo de medida da força preensão manual (Etapa 3)	63
3.5 TRATAMENTO ESTATÍSTICO DOS DADOS	67
4 APRESENTAÇÃO E DISCUSSÃO DOS DADOS	68
4.1 Análise descritiva das variáveis antropométricas de força e de tempo de força de preensão manual em mulheres.....	69
4.1.1 Variáveis antropométricas	69
4.1.2 Variáveis de força e tempo de preensão manual	70
4.2 Testes de comparação entre grupos	74
4.3 Análise descritiva das variáveis antropométricas de força e de tempo de força de preensão manual em homens	78
4.3.1 Variáveis antropométricas	78
4.3.2 Variáveis de força e tempo de preensão manual	79
4.4 Testes de comparação entre grupos	82
5 CONSIDERAÇÕES FINAIS	88
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	90
ANEXO 1 Questionário para avaliação de indivíduos de ambos os sexos com mais de 60 anos	99
ANEXO 2 Ficha de avaliação fisiológica e antropométrica.....	101
ANEXO 3 Folha de aprovação do Comitê de ética em pesquisa em seres humanos da UNISUL	102
ANEXO 4 Termo de consentimento livre e esclarecido	103

LISTA DE FIGURAS

Figura 1- Representação dos ossos da mão em vista anterior e posterior	33
Figura 2 -Representação dos arcos (longitudinal e os transversais) que formam a mão.....	34
Figura 3 -Representação anatômica da inervação e do suprimento sanguíneo	36
Figura 4 -Representação dos tipos de preensão de precisão	39
Figura 5 -Representação dos tipos de preensão de força.....	40
Figura 6 -Representação do dinamômetro <i>Jamar</i> [®]	45
Figura 7 -Dinamômetro de força de preensão manual, ajustado em diferentes empunhaduras	60
Figura 8 - Representação da medida do comprimento longitudinal da mão.	63
Figura 9 -Representação da medida do comprimento transversal da mão	63
Figura 10- Representação da posição das coletas de força de preensão manual.....	65
Figura 11 -Referente ao posicionamento dos indivíduos em frente ao computador para o <i>feedback</i> visual durante a coleta de preensão manual.....	65
Figura 12 -Representação do suporte desenvolvido para as coletas com o dinamômetro.	65
Figura 13- Representação do momento no qual o indivíduo deverá iniciar a preensão manual e permanecer por 30 segundos.	66
Figura 14- Representação do momento no qual o indivíduo deverá interromper a força de preensão manual	66

LISTA DE GRÁFICOS

- Gráfico 1-** Representação gráfica de uma curva de força vs tempo em um coleta de força de preensão manual e as variáveis biomecânicas 21
- Gráfico 2-** Representação gráfica em diagrama de caixas das variáveis antropométricas (comprimento longitudinal e comprimento transversal) em mulheres. A) Praticantes B) Não-praticantes 70
- Gráfico 3 -**Representação em diagrama de caixas das variáveis de força de preensão manual em mulheres praticantes e não-praticantes de exercício físico regular. A)Praticantes B) Não-praticantes 72
- Gráfico 4-** Representação em diagramas em caixas das variáveis do tempo na preensão manual em mulheres praticantes e não-praticantes de exercício físico regular. A) Praticantes B) Não-praticantes 73
- Gráfico 5-** Representação das curvas com idosas que obtiveram em seus grupos os melhores resultados de força máxima 73
- Gráfico 6-**Representação das interações entre as variáveis dominância e prática de exercícios em mulheres praticantes e não-praticantes de exercício físico. A) Variáveis de força B) Variáveis de tempo. 75
- Gráfico 7-** Representação gráfica das médias das variáveis antropométricas (comprimento longitudinal e comprimento transversal) em homens. A) Praticantes B) Não-praticantes..... 78
- Gráfico 8-** Representação em diagrama de caixas das variáveis de força de preensão manual em homens praticantes e não-praticantes de exercício físico regular. A)Praticantes B) Não-praticantes 80
- Gráfico 9-** Representação em diagramas em caixas das variáveis do tempo na preensão manual em homens praticantes e não-praticantes de exercício físico regular. C) Praticantes D) Não-praticantes 80
- Gráfico 10-** Representação das curvas com idosos que obtiveram em seus grupos os melhores resultados de força máxima 81
- Gráfico 11-** Representação das curvas com homens e mulheres praticantes e não-praticantes que obtiveram em seus grupos os melhores resultados de força máxima 82
- Gráfico 12-** Representação das interações entre as variáveis dominância e prática de exercícios em homens praticantes e não-praticantes de exercício físico. A) Variáveis de força B) Variáveis de tempo 83

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 -Representação das capacidades do sistema muscular e suas alterações no processo do envelhecimento.....	28
Tabela 2 -Representação das articulações da mão e suas características anatômicas e cinesiológicas	34
Tabela 3 -Referente aos músculos e suas ações que atuam no punho e mão	35
Tabela 4 -Representação das principais tipos de preensão manual de força e precisão	40
Tabela 5 - Alocação de participantes às condições do projeto entre participantes e dentre participantes.....	67
Tabela 6 -Descrição dos grupos participantes com número de participantes por grupo, empunhadura e médias de idade por grupo	68
Tabela 7 -Representação descritiva das variáveis antropométricas em médias de mulheres praticantes e não praticantes de exercício físico regular	69
Tabela 8 - Representação descritiva das médias das variáveis de força e no tempo de mulheres praticantes e não praticantes de exercício físico regular.....	71
Tabela 9 - Resultados da ANOVA 2x2 para o grupo de mulheres.....	74
Tabela 10 - Resultados dos testes t para o grupo de mulheres para a verificação dos efeitos simples	76
Tabela 11 - Resultados do teste de Sinais em Postos de Wilcoxon, comparando dominância no grupo de mulheres	77
Tabela 12 - Resultados do teste de U de Mann-Whitney, comparando grupo de praticantes e não-praticantes.....	77
Tabela 13 - Representação descritiva das variáveis antropométricas em médias de homens praticantes e não praticantes de exercício físico regular.	78
Tabela 14 - Representação descritiva das variáveis médias de força e no tempo de homens praticantes e não praticantes de exercício físico regular	79
Tabela 15 - :Resultados da ANOVA 2x2 para o grupo de homens.....	82
Tabela 16 - Resultados dos testes t para o grupo de homens para a verificação dos efeitos simples.....	84
Tabela 17 - Resultados do teste t independente para efeitos simples de todas as condições da variável prática de exercício em cada condição de dominância na variável $F_{(final)}$,	84
Tabela 18 - Resultados do teste de Sinais em postos de Wilcoxon, comparando a dominância	85
Tabela 19 - Resultados do teste de U de Mann-Whitney, comparando grupo de praticantes e não-praticantes.....	85
Tabela 20 Resultados do teste de sinais em postos de Wilcoxon, comparando a dominância	86
Tabela 21 Resultados do teste de U Mann-whitney, comparando grupo de praticantes e não-praticantes.....	86

UNIVERSIDADE DO ESTADO DE SANTA CATARINA- UDESC
CENTRO DE DA SAÚDE E DO ESPORTE – CEFID
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS DO MOVIMENTO HUMANO

RESUMO

Título: Análise da força de preensão manual em idosos em praticantes e não praticantes de exercícios físicos regulares.

Autor: Luiz Augusto Oliveira Belmonte

Introdução: A preensão manual é uma tarefa muito comum no dia-a-dia. Para agarrar ou segurar qualquer objeto com as mãos e manipulá-lo é necessário um mínimo de força e destreza. Em idosos, em decorrência do processo natural do envelhecimento e da perda da força muscular, parâmetros biomecânicos de preensão manual podem ser empregados como indicadores de força total do corpo, independência e qualidade de vida. **Objetivo:** verificar se existe influência da dominância de membros superiores e da prática de exercícios físicos regulares nos parâmetros de força ($F_{máx}$, $\%F$, F_{final}) e tempo (I_{CM} , Δt) obtidos de curvas de força vs tempo em movimento de preensão manual contínuo. **Materiais e métodos:** participaram do estudo 36 sujeitos divididos em praticantes e não-praticantes de exercício físico regular, com média de idade de $66,5 \pm 4,8$ anos entre as mulheres e de $68,8 \pm 6,8$ entre os homens. Para a coleta dos dados foi utilizado um dinamômetro de preensão manual digital desenvolvido pelo Laboratório de Instrumentação da UDESC, com empunhaduras podendo ser ajustadas entre 4,5 e 5,5 cm. O protocolo consistiu da realização de um movimento de preensão manual contínuo, com duração de 30s. Cada coleta foi efetuada duas vezes com cada mão, com intervalo de no mínimo 3 minutos entre as mesmas. O início e o término da coleta foram conduzidos de acordo com os comandos visuais dados pelo programa de preensão manual. O posicionamento dos sujeitos foi baseado no protocolo da Sociedade Americana de Terapia da mão. **Resultados:** Nas mulheres foi verificado que a prática de exercício físico regular tem influência estatisticamente significativa nas variáveis $F_{máx}$, F_{final} e I_{cm} na mão dominante e nos homens, na variável F_{final} somente na mão não dominante. **Conclusão:** Nas mulheres a prática de exercícios físicos regulares pode influenciar nas variáveis de força e tempo sugerindo que o exercício físico diminui as perdas decorrentes da idade e nos homens neste estudo não foi verificado diferença.

PALAVRAS-CHAVE: Preensão manual, idosos, exercício físico regular.

UNIVERSIDADE DO ESTADO DE SANTA CATARINA- UDESC
CENTRO DE DA SAÚDE E DO ESPORTE – CEFID
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS DO MOVIMENTO HUMANO

Abstract

Título: Analysis of the hand grip forces at elderly practicants and non-practicants of regular physical exercises

Author: Luiz Augusto Oliveira Belmonte

Introduction: The hand grip is a very usual task in daily life. To grab or hold any object with hands and manipulate it, a minimum force and dexterity are necessary. In elderly people, due to the natural aging process and loss of muscular force, the hand grip biomechanical parameters can be indicators of total body force, independence and quality of life. **Objective:** to verify if there is any influence of superior members dominance and from regular physical exercise practice on force ($F_{m\acute{a}x}$, $\%F$, $F_{f\acute{i}nal}$) and time (I_{CM} , Delta t) parameters obtained from force vs time curves of continuous hand grip movement. **Materials and Methods:** 36 individuals: $66,5 \pm 4,8$ year-old women and $68,8 \pm 6,8$ year-old men divided in regular exercise practicants and non-practicants participated of the study. Data were collected using a hand grip dynamometer developed at the Instrumentation Laboratory (UDESC) with adjustable handle position in a range 4.5 to 5.5 cm. The protocol was carried out by executing a continuous hand grip movement during 30 s. The beginning and end of each experiment were conducted following the visual commands of the dynamometer software. Each experiment was measured twice in each hand, with 3 minutes interval between them. Individuals were positioned according to Hand Therapy American Society protocol. **Results:** Regular physical exercise practice has a significant influence on F_{max} , F_{final} and I_{cm} parameters at the dominant hand of women. In men, it was observed that physical exercise practice has influence in F_{final} only at the non-dominant hand. **Conclusion:** In women the practice of physical exercises regularly can influence the variables of strength and time suggesting that exercise reduces the losses arising from the age and men in this study were not verified difference.

Key-words: Handgrip, elderly, regular physical exercises.

1 INTRODUÇÃO

1.1 O PROBLEMA

O ser humano com o passar dos anos vai diminuindo sua capacidade física e funcional e isto está relacionado à sua qualidade de vida. Há momentos da vida que esta perda é mais acelerada. Como descreve Deschenes (2004), o pico de força muscular atinge o máximo por volta dos trinta anos e um declínio ocorre entre os cinquenta e sessenta anos. De acordo com Kauffman et al (2001), a perda maior de força ocorre após os sessenta anos.

Adicionalmente, Rebellato et al (2006) relata que esta perda é determinada pela insuficiência da atividade neuromuscular, pelo desuso e pela diminuição do condicionamento físico. Em virtude disto, várias são as alterações em sujeitos com mais idade, como as de força, equilíbrio e coordenação motora, entre outras (KAUFFMAN et al 2001).

Estas alterações tornam os indivíduos menos independentes, pois a maioria das atividades do dia-a-dia necessita de força e coordenação muscular para serem realizadas. O envelhecimento biológico segundo Rebellato et al (2006) é um fenômeno multifatorial que está associado a profundas mudanças na atividade das células, tecidos e órgãos, como também à redução da eficácia de um conjunto de processos fisiológicos.

O envelhecimento pode trazer declínio progressivo na saúde do idoso, afetando sua capacidade de viver com independência e qualidade (ROGATTO, 2003).

As modificações que contribuem de forma mais significativa para a perda da independência nos indivíduos com mais de 60 anos são as relacionadas ao sistema neuromúsculo- esquelético e sensorial (FARIA et al, 2003).

Segundo Kauffman (2001) a perda no sistema muscular como o passar dos anos está relacionada à mudança nas características do desempenho neuromuscular, que pode ser verificada pela lentificação dos movimentos, perda da força muscular e pela fadiga muscular precoce. De acordo com Rogatto (2003) estas mudanças podem influenciar no equilíbrio, flexibilidade e velocidade das ações musculares.

A perda de força muscular, segundo Larson (1983), ocorre devido à atrofia seletiva das fibras musculares do tipo II e pode se chamada de sarcopenia, sendo esta uma das principais razões para o decréscimo da força relacionada ao aumento da idade.

A força muscular é muito importante no processo do envelhecimento, seja nos membros inferiores presente na marcha ou nos membros superiores para a realização das atividades vitais do dia-a-dia (KAUFFMAN, 2001). Segundo Rantanen e Era e Heikkinen (1997) a perda de força muscular pode gerar perdas em atividades rotineiras e importantes para os idosos como abrir uma lata com tampa de rosca. As perdas funcionais ocorrem devido a diminuição da força e alterações no sistema nervoso central de acordo com Bassey (1997) esta perda é devido ao processo natural do envelhecimento e poderá ser minimizado com a prática do exercício físico regular.

A força muscular no idoso é tema atual de diversas pesquisas já que é um item importante para sua sobrevivência e independência nas atividades diárias. Várias são as formas de mensuração com cita Rantanen et al (2003) que podem ser realizados testes de força de preensão manual máxima, força de extensão de joelho e tronco. Dentre os testes destaca-se o de preensão manual por ser mais prático, economicamente viável e possibilita que os pesquisadores associem as escalas funcionais de avaliação da mão (BLAIR, 2001).

Estudos como de Al Snib et al (2002) que verifica se há relação entre a força de preensão manual com a força total do corpo ou se há relação com a mortalidade podem demonstrar a importância de testes com pessoas idosas.

Dentre as alternativas de minimizar as perdas de força muscular com o passar do tempo, há o exercício físico que possibilita que segundo Faria et al (2003) à melhora ou manutenção da autonomia do idoso e sua inserção social. Segundo Simão (2004), os exercícios podem minimizar os efeitos do envelhecimento e podem retardar as complicações decorrentes da idade.

Vários autores têm se preocupado com a manutenção da força em idosos. Dentre os exercícios físicos, tem-se a prescrição de exercícios de resistência com carga, como afirma Carvalho et al (2004), que poderá gerar ganhos de força próximos aos de adultos jovens e com isto, por exemplo, diminuir o risco de quedas.

O exercício físico para o idoso além de melhorar sua qualidade de vida segundo Elward e Larson (1992) apresenta benefícios em cada sistema que compõe o corpo como também maior longevidade, redução dos números de medicamentos e quantidade da dose, prevenção do declínio cognitivo, redução da frequência de quedas como também melhora da auto-imagem.

Há várias formas de avaliação das perdas em idosos como força, coordenação, equilíbrio (REEVES e NARICI e MAGANARIS 2006; KAUFFMAN, 2001; DESROSIERS et al, 1999). As avaliações têm como principal objetivo verificar as principais alterações

decorrentes do envelhecimento e estas estão relacionadas às funções simples ou complexas do organismo. Dentre as formas de avaliação da força de membros superiores está o teste de preensão manual isométrico que, segundo Barbosa et al (2006), é a forma mais utilizada em estudos clínicos e epidemiológicos para a verificação da força dos membros superiores.

O teste de preensão manual possibilita que situações patológicas, perdas funcionais ou diferenças entre os membros superiores sejam observadas. A maioria dos testes descritos na literatura mundial está relacionada à força máxima em diversos grupos etários (ROGATTO, 2003; DESROSIERS et al 1999; BOHANNON et al 2006; BARBOSA et al, 2006).

Nos idosos, a mensuração da força máxima é importante pois pode se um indicador de independência e qualidade de vida como afirma Kauffman (2001) .

Mas além da força máxima há outras variáveis que possibilitam uma avaliação da qualidade na realização de tarefas no idoso, como a velocidade no comendo da contração e o tempo de manutenção da força máxima. Então o mesmo autor relata que nos indivíduos com idade igual ou superior a 60 anos as mudanças ocorridas no sistema muscular podem modificar a qualidade dos movimentos e alterar a função dos membros.

Em estudos das séries de tempo com dinamômetros digitais e a modelização matemática, pode-se gerar uma descrição gráfica da força de preensão em função do tempo, e estes dados podem informar de maneira mais clara como são as características fisiológicas e biomecânicas da contração isométrica de preensão manual (NOVO Jr. *et al.*, 1999). As variáveis estudadas como o instante que inicia a contração muscular e o tempo até alcançar a força máxima em um estudo da análise da força vs tempo possibilita o entendimento sobre o funcionamento do sistema neuromuscular e suas alterações durante o envelhecimento.

A maioria dos estudos está relacionada à dinamometria analógica, onde os dados mensurados referem-se à força máxima gerada e não ao seu comportamento durante um intervalo de tempo sendo este um diferencial em trabalhos com idosos pois há uma série de alterações com o envelhecimento e em especial no sistema muscular que não são visualizados em avaliações de força máxima com equipamentos analógicos.

Devido ao exposto acima, formulou-se a seguinte questão problema: “Qual é diferença da força de preensão manual no tempo no membro dominante e não dominante em sujeitos com idade igual ou superior a 60 anos de ambos os sexos praticantes e não-praticantes de exercícios físicos regulares”?

1.2 JUSTIFICATIVA

A população mundial e especialmente a do Brasil está vivendo um processo de envelhecimento e este deverá trazer alterações relacionadas às políticas públicas como saúde, economia e sociedade. Segundo dados do Ministério da Saúde a população brasileira acima dos sessenta anos crescerá 16 vezes entre os anos de 1950 e 2020 (MATSUDO, 1997).

Estudos relacionados à vida do idoso possibilitam entender suas dificuldades e necessidades perante a sociedade moderna. Suas perdas físicas e funcionais podem comprometer sua qualidade de vida.

Alguns estudos estão buscando o entendimento sobre o idoso sob os mais variados aspectos como a nutrição mais adequada, as modificações no sistema nervoso, as alterações da marcha, a relação com a sociedade (BARBOSA et al, 2006; FARIA et al, 2003; CARVALHO et al, 2004; REBELLATO et al, 2006; RANGANATHAN et al, 2001; FREDERIKSEN et al, 2006; DESROSIERS et al, 1999; GIAMPIOLI et al, 1999).

A preocupação com idoso cresce à medida que o número de pessoas com mais de 60 anos aumenta, pois se sabe que em virtude do processo natural de envelhecimento, há uma perda no sistema ósseo, muscular, articular e nervoso (KAUFFMAN, 2001). Estas alterações deverão ser conhecidas e descritas por pesquisas para que equipamentos, tratamentos e a atenção ao idoso possam ser adequados e eficientes.

A prática do exercício físico regular poderá diminuir as perdas de força decorrentes da idade e também possibilitar que as diferenças funcionais dependentes da força muscular entre os membros superiores aumentem com a idade. As alterações no sistema neuromuscular ocasionadas pelos os exercícios físicos regulares possibilitarão melhora na qualidade de vida do idoso, este dado foi estudado por diversos autores como, por exemplo, que os exercícios melhoram o desempenho físico e assim reduzem o risco de quedas (ELWARD e LARSON,1992) .

O conhecimento das variáveis como força máxima, tempo até chegar na força máxima da preensão manual no gráfico força vs tempo poderá ser um importante instrumento clínico e fisioterapêutico em procedimentos de identificação e caracterização da condição física do idoso, pois até agora os estudos estavam principalmente focalizados no estudo da força máxima. A análise da curva gerada após a realização de um teste de preensão manual contribuirá para uma avaliação voltada a qualidade dos processos neuromusculares e de fatores que interferem na contração e não apenas a valores absolutos (ROGATTO 2003,

DESROSIERS et al, 1997). Como afirma Novo Jr et al (1999) a representação gráfica é a representação fisiológica e biomecânica da contração isométrica em um modelo matemático.

Na área da saúde voltada ao idoso, muitas vezes o profissional que está envolvido em um processo de reabilitação ou prescrição de exercícios não possui dados precisos das variáveis biomecânicas, como a força que cada pessoa pode efetuar em um exercício ou o tipo de contração que é mais adequada ao idoso. Com a possibilidade da obtenção de dados mais confiáveis sob o ponto de vista da exatidão e precisão, conseqüentemente os exercícios poderão ser prescritos de forma mais adequada.

Entre as abordagens relacionadas à qualidade de vida dos idosos, estão os exercícios físicos regulares. Na terceira idade é um assunto que está em debate em vários artigos (REEVES et al, 2006; REBELATTO et al, 2006; CARVALHO et al, 2004). Seus benefícios estão relacionados à melhora das capacidades físicas como força, flexibilidade e coordenação motora em decorrência da idade.

A validação e utilização de equipamentos com tecnologia nacional fortalecem os grupos de pesquisa, pesquisadores e alunos envolvidos na elaboração dos instrumentos de medida possibilitam o aperfeiçoamento das mensurações na área de dinamometria da preensão manual. O dinamômetro e o programa de aquisição de dados utilizado no projeto foram elaborados no Laboratório de Instrumentação (LABIN) do Centro de Ciências da Saúde e do Esporte (CEFID) da Universidade do Estado de Santa Catarina (UDESC) pelo Prof. Dr. Noé G. Borges Jr e colaboradores.

Este projeto contempla a realização de pesquisas que permitam a validação do equipamento desenvolvido, a elaboração de protocolos de medição na área da saúde, bem como a modelização de sinais biológicos produzidos pelos mesmos, permitindo interpretações do sinal de força de preensão manual sob aspectos biomecânicos e fisiológicos em virtude do tempo.

A apresentação das medições em tempo real possibilita que os resultados sejam mais precisos e a prescrições de exercícios físicos para idosos não estejam apenas relacionados a cargas, séries e intervalos como já é feita nos dias de hoje. O fato de poder estudar o comportamento da força no tempo dará subsídios aos profissionais que trabalham com idosos em relação a outras valências físicas como, por exemplo, a velocidade de contração ou então o tempo que o idoso consegue manter em contração máxima.

As medições do comportamento das variáveis biomecânicas em adultos se apresentam em estágio inicial, pois são poucos os trabalhos e equipamentos que possibilitam esta mensuração e principalmente um banco de dados de diversas populações.

1.3 DEFINIÇÃO DE TERMOS E VARIÁVEIS

A seguir são conceituados alguns termos e variáveis utilizados ao longo do texto.

1.3.1 Definição de termos

Dinamômetro de preensão manual – É um sistema de aferição da força de preensão manual. É constituído por duas barras de aço paralelas, que ao sujeito tentar apertar para aproximá-las, se dobras, provocando uma alteração na resistência dos aferidores de tensão elétrica, ocorrendo uma produção correspondente na produção de voltagem. Esta produção é diretamente proporcional à força exercida sobre as barras (INNES, 1999).

Contração isométrica – É a contração muscular durante a qual o músculo permanece em tensão sem a produção de movimento (HAY & REID, 1985).

Força de preensão manual - Força gerada entre os pontos de contato da mão e a superfície no ato de apertar um objeto na mão (WING et al, 1996).

Idoso – Segundo a OMS em 1982 são pessoas com 60 anos ou mais (ANDRADE, 2003). Neste estudo serão indivíduos com idade completa ou mais de sessenta anos no momento da coleta. Foram indagados sobre isto na ficha de anamnese.

Exercícios físicos regulares - Algo realizado ou praticado para desenvolver, melhorar ou exibir uma força ou capacidade específica e está relacionado à aptidão física (ROBERGS e ROBERTS, 2002). Neste estudo foi verificado pela prática regular de exercício físico e registrado na ficha de anamnese. Esta informação será dada pelo pesquisado e pelo responsável profissional pelos idosos.

1.3.2 Definição de variáveis

As variáveis foram divididas em independentes e dependentes para melhor compreensão destas.

1.3.2.1 Variáveis independentes do estudo

Prática de exercício físico regular. A prática do exercício físico regular será verificada pela participação em um grupo de prescrição de exercício físico para idosos e deveram apresentar uma frequência de três dias de prática por semana com tempo total de prática de 3 meses consecutivos e imediatamente anteriores a coleta. Neste estudo os sujeitos serão divididos em praticantes e não praticantes de exercício físico regular.

Tipo de teste de preensão manual – Teste de preensão manual isométrico contínuo: teste que consiste em aplicar uma força de preensão manual máxima possível através de uma contração muscular isométrica durante um tempo de 30 segundos dos músculos da mão e antebraço (definição adotada pelo autor).

Dominância de membros superiores – Na maioria das vezes há uma mão preferida (mão dominante) nas atividades manuais, sendo que a outra mão (mão não dominante) exerce funções complementares ou de apoio. A dominância manual refere-se ao fato de se utilizar uma das mãos mais do que a outra na maioria de tarefas, associada a uma maior competência ou habilidade e força da mão dominante quando comparada à mão oposta ou mão não dominante. No presente estudo será dividido em dominante (D) e não-dominante (ND) sendo coletado no momento da anamnese.

Sexo: - Pode ser definido como as diferenças anátomo-fisiológicas existentes entre os homens e as mulheres. Neste estudo será definido como masculino e feminino.

1.3.2.2. Variáveis dependentes do estudo

As variáveis dependentes no estudo estão divididas em antropométricas e fisiológicas.

Antropométricas

Comprimento longitudinal da mão - É medida da parte distal do punho na parte palmar até a polpa digital do terceiro dedo (BOADELLA et al, 2005). Neste estudo foi mensurada com o auxílio de fita antropométrica e sua unidade de medida é em centímetros (cm).

Comprimento transversal da mão - É medida com a maior distância das extremidades do primeiro e do quinto dedo com a mão em abertura máxima (RUIZ-RUIZ, 2002). Neste estudo foi mensurada com o auxílio de fita antropométrica e sua unidade de medida é em centímetros (cm).

Fisiológicas

Pressão arterial (PA) - É uma medida da resistência vascular ao fluxo sanguíneo (Minor e Minor, 2001). Neste estudo foi medida no braço esquerdo dos indivíduos com o auxílio do estetoscópio e esfigmomanômetro momentos antes e após a coleta de preensão manual. Sua unidade de medida é mm de mm/Hg.

Frequência cardíaca (FC) - É a medida dos pulsos ou batimentos do coração por minuto (Minor e Minor, 2001). Neste estudo foi verificada no pulso radial por 15s e o valor aferido foi multiplicado por 4 (Minor e Minor, 2001). Foi verificada a FC momentos antes e após a coleta do teste biomecânico de preensão. Sua unidade de medida é bpm (batimentos por minuto).

Variáveis da força e do tempo da preensão manual

Força máxima ($F_{máx}$) - É o valor máximo de força (N) medido durante o teste de força de preensão manual, seja isométrico ou intervalar (NOVO Jr. et al., 1999). Neste estudo foi o ponto máximo de força verificada na curva força vs tempo após o início da coleta (definido pelo autor para o projeto estudo).

Decréscimo da força normalizada (%F)– É a diferença entre a força máxima ($F_{máx}$) e força final (F_{final}) dividida pelo valor da força máxima e multiplicada por 100 (adimensional). (NOVO Jr. et al., 1999), ou seja:

$$\%F = \frac{F_{máx} - F_{final}}{F_{máx}} \cdot 100$$

Neste projeto a força final foi registrada como a força mensurada no instante de 30 segundos após o início da coleta.

Força final (F_{final}) – É o valor da força (N) do último ponto na curva de força de preensão manual no instante de 30 segundos após o início da coleta (definido pelo autor, para o presente estudo). Foi utilizado este tempo devido há ser o instante que terminou a coleta de dados.

Tempo inicial da contração muscular (I_{CM}) – Será o instante no qual for registrado a força inicial. Sua unidade de medida é o segundo (s). Para a determinação deste instante será adotado o momento no qual for registrado o valor de três desvios padrões nos valores da força de preensão. Sua unidade de medida será o segundo (s).

Varição do tempo entre a força inicial e a força máxima (Δt)- Neste estudo foi definido como a diferença entre o tempo (instante) da força máxima e o tempo (instante) da força inicial. Sua unidade de medida é o segundo (s).

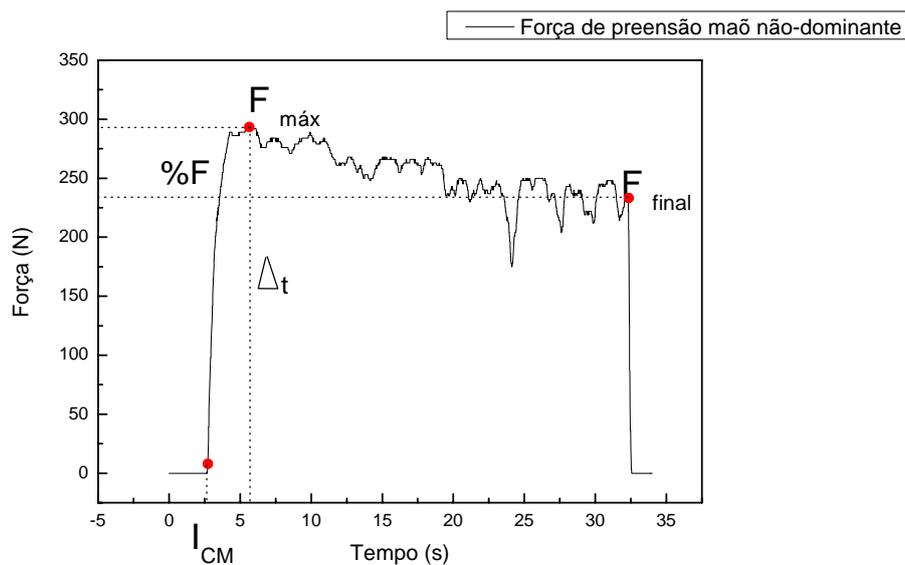


Gráfico 1- Representação gráfica de uma curva de força vs tempo em idoso do sexo feminino em uma coleta de força de preensão manual e as variáveis de força e tempo na preensão manual.

1.4 OBJETIVOS

1.4.1 Objetivo geral

Analisar as variáveis de força e de tempo obtidas de curvas de força de preensão manual contínua, e verificar se existe influência da dominância de membros superiores e da prática de exercícios físicos regulares nas variáveis de força e tempo de preensão manual.

1.4.2 Objetivos específicos

- Mensurar as variáveis da força e tempo de preensão manual ($F_{máx.}$, F_{final} , $\%F$, I_{cm} , Δt) em testes de preensão manual nos grupos de sujeitos avaliados (idosos praticantes ou não de exercício físico regular), na mão dominante e não-dominante;
- Verificar se há influência significativa da dominância de membros superiores sobre as variáveis da força e tempo de preensão manual ($F_{máx.}$, F_{final} , $\%F$, I_{cm} , Δt) mensuradas em mulheres e em homens.
- Verificar se há influência significativa da prática de exercícios físicos regulares sobre as variáveis da força e tempo de preensão manual ($F_{máx.}$, F_{final} , $\%F$, I_{cm} , Δt) mensuradas em mulheres e em homens

1.5 DELIMITAÇÕES DO ESTUDO

Este estudo foi delimitado à análise das variáveis: (F_{in} , $F_{máx.}$, F_{final} , $\%F$, I_{cm} , Δt ,) medidas nas curvas de força vs tempo obtidas nos testes de força de preensão manual em ambas as mãos, em indivíduos de ambos os sexos com idade igual ou acima de 60 anos praticantes e não praticantes de exercícios físicos regulares. Os sujeitos do estudo são participantes de grupos de estudo e atividade com idosos residentes das cidades da Grande Florianópolis.

1.6 LIMITAÇÕES DO ESTUDO

O protótipo de dinamômetro empregado encontra-se em fase de patenteamento. Outros aspectos relativos ao tipo de sinal gerado (características da curva de prensão manual) e sua modelização matemática encontram-se em fase de avaliação e não foram incluídas neste estudo. A respeito do tipo de exercício realizado pelos indivíduos, não houve como controlar o tipo de exercício físico.

Em relação aos exercícios físicos regulares praticados pelos idosos houve dificuldade em relação à determinação a prescrição do trabalho, que pode estar voltado à melhora da resistência muscular ou força, pois cada indivíduo segue uma prescrição individualizada de exercícios. Os grupos participantes deste estudo seguem prescrição de exercícios físicos diferenciados, geralmente baseados em ciclos de atividades que seguem a programação de cada grupo. Isto dificultou algumas considerações, pois se acredita que exercícios resistidos de força com carga possibilitem a melhora da força geral e também a força de prensão manual.

Variáveis antropométricas e fisiológicas foram mensuradas em todos os indivíduos, com o intuito de iniciar a construção de um banco de dados e permitir o embasamento e posteriores avaliações.

A posição do corpo durante o teste foi a única e orientada antes da coleta, posições diferentes do corpo durante o teste não foram verificadas, mas alterações mínimas no cotovelo, punho não foram controladas e se isto poderá ocasionar alguma influência no desempenho da força de prensão manual ao mudar a posição da mão e do corpo.

O entendimento cognitivo e a acuidade visual e auditiva por parte dos idosos do processo de coleta poderão influenciar as coletas. Esta dificuldade foi menor em sujeitos que praticavam exercícios físicos regulares.

Não serão controladas a temperatura e umidade ambiente durante as coletas dos testes de força de prensão manual contínuo.

1.7 HIPÓTESES

- Há influência significativa da dominância de membros superiores sobre as variáveis da força e tempo de preensão manual ($F_{máx.}$, F_{final} , $\%F$, I_{cm} , Δ_t) mensuradas em mulheres e em homens.
- Há influência significativa da prática de exercícios físicos regulares sobre as variáveis da força e tempo de preensão manual ($F_{máx.}$, F_{final} , $\%F$, I_{cm} , Δ_t) mensuradas em mulheres e em homens

2 REFERENCIAL TEÓRICO

Este capítulo tem o intuito de apresentar o referencial teórico utilizado nesta pesquisa. Esta revisão será dividida em tópicos: o processo de envelhecimento, a mão, a preensão manual e força de preensão.

A descrição dos itens estará relacionada ao idoso e suas limitações. O primeiro item está relacionado ao processo do envelhecimento e suas implicações na vida diária do idoso. O segundo possibilitará o entendimento do funcionamento da mão e está relacionado às características anatômicas, biomecânicas e funcionais da mão. No terceiro item será apresentada a preensão manual e suas particularidades e a força de preensão manual.

2.1 O PROCESSO DE ENVELHECIMENTO

O processo de envelhecimento está sendo foco das pesquisas atuais em virtude do crescente número de pessoas que estão chegando à terceira idade. Várias são as linhas de pesquisa e estas buscam o entendimento do idoso sob os aspectos fisiológicos e sua qualidade de vida.

Segundo Kauffman (2001) o envelhecimento é uma experiência maravilhosa e singular. O envelhecimento humano é um processo definido como natural, irreversível e atinge todo ser humano e provoca a perda estrutural e funcional progressiva no organismo (KUHLEN et al, 2005).

De acordo com Rebellato et al (2006) a quantidade de indivíduos que chega a terceira idade aumenta e com isto faz com que os problemas de saúde característicos deste período de vida e vários aspectos relativos a qualidade de vida desta população façam parte de vários estudos.

Envelhecimento refere-se ao processo biológico natural, gradual, universal e irreversível, que acelera na maturidade e que provoca uma perda progressiva no organismo. Este pode ser acelerado ou desacelerado por diversos fatores, mas não pode ser revertido (NAHAS, 2006).

O processo de envelhecimento do ser humano tem sido um foco de atenção crescente por parte de cientistas em todo o mundo, na medida em que a quantidade de indivíduos que chega à chamada “terceira idade” aumenta e, por decorrência, faz com que tanto os problemas

de saúde característicos desse período da vida quanto os vários aspectos relativos à qualidade de vida dessa população sejam objetos de preocupação e de estudos (REBELATTO et al, 2005).

Dados coletados pelo IBGE (2003) relatam que, no Brasil, nos anos 50 tinha como expectativa de vida 43,3 anos; em 1980 esses índices aumentaram para 60,1 anos e, em 1999, subiu para 68,4 anos, fenômeno este que vem sendo observado desde o século XIX. Segundo dados do ministério da saúde (2000), a população de idoso no Brasil é de 14 milhões, sendo que se projeta que em 2025 esses números chegarão a mais de 32 milhões de pessoas com 60 anos ou mais, correspondendo 15% da população nacional, o que nos colocará em termos absolutos como a sexta população de idosos do mundo. E em torno do ano 2020 o número de idosos com mais de 60 anos, será equivalente ao número de jovens.

Para Gallahue e Ozmun (2001) com a idade, a estrutura e a função dos músculos esqueléticos alteram-se. Estruturalmente, a massa muscular diminui à medida que o número e o tamanho das fibras musculares declinam durante o final da meia-idade e dos anos posteriores da idade adulta. Nóbrega et al, (1999) cita que entre as 3ª e 4ª décadas de vida, a força máxima permanece estável ou com reduções pouco significativas. Em torno dos 60 anos é observada uma redução de força máxima muscular entre 30 e 40%, o que corresponde a uma perda de força de cerca de 6% por década dos 35 aos 50 anos de idade, a partir daí, 10% por década.

Matsudo (2001) ainda ressalta que a perda da massa muscular e conseqüentemente da força muscular é o modo principal de se notar a deteriorização da mobilidade e da capacidade funcional do indivíduo durante o envelhecimento.

Segundo Leite (1996) relaciona a perda de força muscular diretamente a uma mobilidade e a um desempenho físico limitados durante o processo de envelhecimento. Afinal, a velhice é definida como um momento de perda dos papéis sociais, onde há um afastamento de todas as atividades, incluindo as atividades de vida diária (MAZO, 2001).

A prevalência de indivíduos idosos em detrimento de indivíduos jovens compreende um quadro comum na população mundial em todas as camadas sociais de países desenvolvidos e em desenvolvimentos (NOVAES et al, 2005). Este quadro pode ser explicado em parte pelo aumento da longevidade e sua expectativa de vida como afirma (LACOURT e MARIN, 2006).

Muito deste crescimento está relacionado à melhora ao da qualidade de vida, os avanços da saúde e seus tratamentos. O crescimento desta faixa de pessoas com idade igual ou mais de 60 anos no Brasil é feito por estimativas como relata Rebellato et al (2006) em 2025,

15% da população brasileira estará acima dos 60 anos, já que em 1950 era de cinco vezes menores.

De acordo com Faria et al (2003) o envelhecimento traz uma série de modificações fisiológicas inevitáveis sobre o sistema neuro-músculo-esquelético e também no sistema sensorial. Estas alterações alteraram a capacidade de realizar diferentes atividades diárias, atividades de trabalho e atividades de lazer (CARVALHO et al, 2004).

Segundo Rogatto (2003) o envelhecimento é um período marcado por profundas alterações nas habilidades físicas e nas funções orgânicas e o processo do envelhecimento biológico pode resultar em declínios progressivos na saúde do idoso afetando sua capacidade de viver com independência.

Para que o idoso viva com qualidade razoável de vida, é importante sua independência nas ações e atividades diárias estas atividades de acordo com Faria et al (2003) depende de força muscular, equilíbrio, resistência cardiovascular e também motivação.

A independência funcional é tida por vários autores como sendo a principal variável relacionada ao idoso como descreve Lacourt e Marini (2006) como sendo a capacidade do indivíduo de realizar capacidade motora com os próprios meios.

Segundo Carvalho et al (2004) a perda da força e da muscular predispõe os idosos a uma limitação funcional sendo este um fator predisponente para muito dos processos patológicos associados ao aumento da mortalidade e morbidade. Outro autor descreve que a redução da massa e da força muscular decorrentes do envelhecimento são os aspectos mais frequentes na literatura (CARVALHO et al, 2004). Ainda reforça o mesmo autor relacionando o maior risco de quedas a perda de força muscular em membros inferiores.

O sistema muscular nos idosos e por conseqüência a força muscular apresentam diminuição considerável com o avançar da idade, segundo Kauffman, (2001) são descritos como comprometimento do desempenho neuromuscular e podem ser divididos em: fraqueza muscular, lentificação dos movimentos, perda da força muscular e pela fraqueza muscular precoce.

Segundo Kauffman (2001) em torno dos 80 anos de idade são perdidos cerca de 40 a 50% da força muscular, da massa muscular, dos motoneurônios alfa e das células musculares. Em relação ao desempenho neuromuscular podemos dividi-los de acordo com Kauffman (2001) conforme a tabela abaixo:

Tabela 1- Representação das capacidades do sistema muscular e suas alterações no processo do envelhecimento.

<i>Capacidade muscular</i>	<i>Alterações no envelhecimento</i>
Força muscular	-Alterações na força isométrica, dinâmica e eletricamente evocada; -Menor perda na força excêntrica; -O declínio inicia na terceira década de vida e se acelera na sexta e sétima década; -A taxa global de progressão é de aproximadamente de 8% por década;
Velocidade de contração	-Pode ser mais importante que a força máxima; -Retardo da condução nervosa, na junção neuromuscular e o somatório da duas; -Aumento dos tempos de contração e de relaxamento;
Resistência muscular	-É controverso; -Redução do aporte sanguíneo e densidade capilar, menor densidade mitocondrial, atividade diminuída das enzimas oxidativas;
Massa Muscular	-Redução da área transversal e no volume muscular; -Início na terceira década de vida e acelera-se a partir da quinta década de vida; -Substituição do tecido muscular por tecido não-muscular (adiposo e conjuntivo); -Os principais motivos são: diminuição dos tipos de fibras I e II e o declínio da área transversa;
Unidade motora	-Sofre profundas alterações; -Degeneração dos elementos neurais, reorganização dos componentes restantes, alteração nas propriedades de cada unidade motora.
Tipo de fibra	-Há alteração da quantidade de fibras do tipo I e II.

O processo de envelhecimento biológico no idoso traz inúmeras repercussões nas atividades diárias dos idosos como alterações no equilíbrio como Faria et al (2003) descreve que ocorrem alterações no sistema somato-sensorial que podem ser atribuídas ao processo de senescência assim como alterações na marcha que podem ser atribuídas ao aumento do peso corporal, força e potência reduzida dos músculos dos membros inferiores, aumento da rigidez articular, déficit de equilíbrio e diminuição de flexibilidade.

As variáveis relacionadas ao sistema muscular como define Lacourt e Marini (2006) em seu artigo de revisão, são alteração da força, potência, resistência e a qualidade de vida, conclui que as perdas do sistema muscular estão relacionadas a um fenômeno chamado sarcopenia que ocorre devido a uma variedade de fatores como decréscimo de fibras musculares, diminuição do número de unidades motoras e sedentarismo além de fatores hormonais entre outros fatores.

A sarcopenia é definida por Silva et al (2006) está intimamente relacionada com a perda muscular esquelética decorrente do processo natural do envelhecimento e estima-se que este

processo tenha início após os 40 anos de idade e com perda de 5% por década de vida e aumento o seu declínio após os 65 anos.

Dentre as formas de trabalho voltado a minimizar as perdas do sistema muscular com a idade, Silva et al (2006) apresenta a reposição de esteróides sexuais, reposição de GH (hormônio do crescimento), suplementos nutricionais e exercícios físicos.

Essa redução nas atividades físicas da vida diária contribui para deteriorar o processo do envelhecimento, tornando o desuso o principal problema do envelhecimento. Com a habilidade motora diminuída, o processo do envelhecimento contribui para fragilidade. Esta diminuição é mediada por alterações tanto na massa óssea, quanto pelas perdas na massa muscular.

Para Pescatello e Di Pietro (1993) muitas das alterações nas estruturas e funções fisiológicas que aparecem com a idade são decorrentes da inatividade física. Esta diminuição da tolerância a um esforço físico vem mostrando que um grande número de idosos vive abaixo do limiar da sua capacidade física, necessitando apenas de uma mínima intercorrência na saúde para torná-las completamente dependentes. Por esta e outras razões, que cada vez mais os estudos estão mostrando que o exercício físico é um recurso muito importante no que diz respeito a minimizar a degeneração provocado pelo envelhecimento, possibilitando desta forma que o idoso se torne mais ativo (OKUMA, 2002).

Funcionalmente, a redução na força muscular parece ocorrer ao mesmo tempo em que ocorrem perdas no tecido muscular. Porém, Gallahue e Ozmun (2001) afirmam que embora uma perda de massa muscular ou hipotrofia muscular pareça ocorrer com a idade, estas alterações também podem ser decorrentes da inatividade física.

O sedentarismo ocorre em todas as faixas etárias, mas na velhice pode ser mais evidente, e um dos motivos pode ser a crença popular, de que com o processo de envelhecimento deve-se diminuir a intensidade e quantidade de atividades físicas. Esta diminuição pode ocorrer também pelo receio de prejudicar a saúde e pelo medo da morte (MAZO, 2001).

Uma pessoa é considerada sedentária, desde que tenha um estilo de vida com um mínimo de atividades físicas (trabalho + lazer + atividade doméstica + locomoção) equivalentes a um gasto energético inferior a 500 quilos de caloria por semana (Kgcal/sem). Para que a pessoa seja considerada moderadamente ativa, ela deve acumular com as atividades físicas pelo menos 1000 kcal/sem. Isto corresponde, aproximadamente a caminhar a passos rápidos por 30 minutos, cinco vezes por semana. (NAHAS, 2006)

No entanto, o declínio dos níveis de atividade física no envelhecimento acarreta a um declínio de massa magra (sarcopenia), subseqüentemente decréscimo da força muscular e nas habilidades funcionais que são causados pela redução da atividade neural ou pela atrofia/hipoplasia muscular. Assim, a redução na força muscular causada pela inatividade física, pode ser atenuada ou revertida pela adoção de um estilo de vida mais ativo (ROGATTO et al, 2003).

Tratando-se principalmente de idosos, o ser humano requer movimento, onde os resultados são extremamente positivos com o mínimo de exercícios. Talvez, o maior benefício para manter uma vida saudável seja a saúde e o grau de independência que é proporcionado. Porém, para que uma pessoa idosa pratique atividade física regularmente, ela deve ter conhecimento sobre os benefícios que a mesma irá proporcioná-la (MAZO, 2001).

Para Matsudo (2001) o exercício físico atua como forma de prevenção e reabilitação da saúde do idoso, fortalecendo a aptidão física, melhorando sua independência e autonomia, mantendo por mais tempo a execução das atividades de vida diária.

Okuma (2002) também defende que com o envelhecimento do sistema muscular, há uma redução tanto da forças estática e dinâmica máximas. Porém, podem ser aumentadas com a prática de um exercício regular.

Sabe-se que o exercício físico é capaz de produzir de imediato um profundo aumento nas funções essenciais de aptidão física de idosos. Desta forma os estudos reportam que o treinamento físico pode ser capaz de induzir mudanças no controle neural, nos sistemas cardiovasculares, respiratório, endócrino, melhorar a mobilidade, impedir a atrofia muscular e reverter quadros de hipertensão e alta freqüência cardíaca. Esses dados proporcionam importante subsídio para que o exercício físico regular possa ser realizado como terapia cardioprotetora. Cada vez mais estudos mostram que o exercício físico é capaz de minimizar a degeneração provocada pelo envelhecimento, possibilitando ao idoso manter uma vida mais ativa (OKUMA, 2002).

Rebelatto et al (2005) em seus estudos mostra que a recuperação da força muscular em idosos, pode ser conseguida mediante programas de condicionamento físico, de força e resistência, de alta ou baixa intensidade, inclusive em nonagenários.

Felizmente, o nível de aptidão funcional pode ser melhorado, mantido ou, pelo menos, sua taxa de declínio pode ser minimizada, realizando-se algum tipo de exercício físico sistematizado. A inclusão num programa de exercício regular pode ser um tipo de intervenção

efetiva para reduzir ou, mesmo, prevenir o número de declínios funcionais associados ao envelhecimento (MAZZO, 2001).

Com o treinamento de sobrecarga de peso, ocorrem mudanças hormonais que conseqüentemente levam a importantes estímulos nos indivíduos mais velhos, contribuindo para a prevenção da sarcopenia e da perda de força (Kraemer et al. 1999).

Com base nos dados apresentados anteriormente, percebe-se que com o processo de envelhecimento ocorre diminuição de força muscular. Sendo assim, há uma diminuição da força de preensão manual e em homens por volta dos 65 anos é aproximadamente 20% em comparação com os valores para os indivíduos de 20 anos; para as mulheres a perda no transcorrer desses mesmos 45 anos varia de 2 a 20%.

O menor declínio nas mulheres poderia ser atribuído a uma força máxima relativamente menor nos anos mais jovens, em virtude do menor uso profissional das mãos (LEITE, 1996).

O exercício físico é a forma mais indicada para a diminuição das perdas em idosos. Segundo Carvalho et al (2004) que estímulos adequados aos idosos podem diminuir ou retardar as perdas na força e da massa muscular normalmente associada aos idosos.

Os exercícios de acordo com Simão (2004) podem melhorar a saúde musculoesquelética de homens e mulheres mais velhos e que estímulos adequados podem trazer melhoras significativas.

A prescrição de exercícios aos idosos está relacionada à melhora da resistência e força do sistema muscular com o objetivo de melhora da qualidade de vida e o risco de fraturas ou quedas (CARVALHO et al, 2004). De acordo com Alves et al (2004) os exercícios físicos podem minimizar as perdas funcionais decorrentes do envelhecimento.

Várias são as correntes de prescrição de exercícios para os idosos como hidrogenástica, treinamento de exercícios com cargas, treinamento baseado na resistência neuromuscular e todos segundo seus autores trazem benefícios a curto, médio e longo prazo a saúde do idoso (ALVES et al, 2004; CARVALHO et al 2004; FARIA et al, 2003; ROGATTO, 2003).

Acredita-se que o envelhecimento possa trazer alterações em todos os sistemas corporais dos indivíduos e estas em maior ou menos escala alterem as capacidades funcionais e sua qualidade de vida. Existem muitas alternativas de medicamentos e tratamentos que minimizam estes processos dentre os quais as reposições hormonais e suplementação nutricional, mas o exercício físico de força ou resistência, cardiovascular ou o cardiorrespiratório é comprovadamente uma das melhores alternativas.

2.2 A MÃO E SUAS CARACTERÍSTICAS

A mão é uma estrutura importante para a sobrevivência da espécie humana, pois possibilita a sua alimentação, a comunicação e a também a transmissão de sentimentos cordiais entre as pessoas. Vários autores definem a mão com suas particularidades e funções como Gardner, Gray e O' Rahilly (1988) é a parte do membro superior distal do antebraço e sua importância funcional decorre do fato que muitas lesões geram incapacidade permanente. Segundo Magee (2002) define a mão e o punho como estruturas que estão suscetíveis a traumas por serem muito utilizadas em atividades diárias das pessoas como pentear-se além de ser expressiva na comunicação e ter papel protetor e também atuar como órgão motor e sensitivo. Outros autores descrevem que a mão é um órgão complexo que possui múltiplas finalidades, é capaz de gerar força preênsil que excedem 45 kg ou 445 N bem como possibilita movimentos delicados (LEHMKUHL, WEISS e SMITH, 1997).

Segundo Lech et al (2005) o estudo anatômico da mão é o mais complexo de todo o sistema musculoesquelético, por apresentar estruturas pequenas ou pela especificidade de suas funções. O mesmo autor descreve que a mão e o punho são responsáveis por 90% da utilização do membro superior. A mão apresenta grande utilidade aos seres humanos e seu estudo necessita do conhecimento das estruturas e suas interrelações.

Em virtude da complexidade de estruturas que compõem a mão e o punho, seu aspecto anatômico será abordado em quatro aspectos: ossos (articulações), músculos, suprimento sanguíneo e nervoso.

2.2.1 Ossos

A mão em sua anatomia é composta de acordo com Magee (2002) por 28 ossos e várias articulações. De acordo com Gould III (1993) o esqueleto da mão e do punho é composto por os ossos rádio, ulna, e 27 ossos da mão. Como o estudo está relacionado à preensão manual então como tema desta revisão será apenas a mão. Segundo Lech et al (2005) os dedos são numerados a partir do osso rádio do antebraço como: I (polegar), II (dedo indicador), III (dedo médio), IV (dedo anelar) e V (dedo mínimo).

Os ossos da mão podem ser classificados em: falanges, metacarpos, e carpo e estão assim divididos pelas semelhanças na estrutura e função. as falanges são em número de 14

em suas estruturas lembram ossos longos, são cinco os ossos metacarpos e os ossos do carpo foram duas fileiras transversais com quatro ossos em cada (GOULD III,1993).

A visualização dos ossos da mão conforme a figura 1 possibilita o entendimento de quais são as articulações formadas pelos ossos ou melhor, quais são os ossos que se articulam entre si.

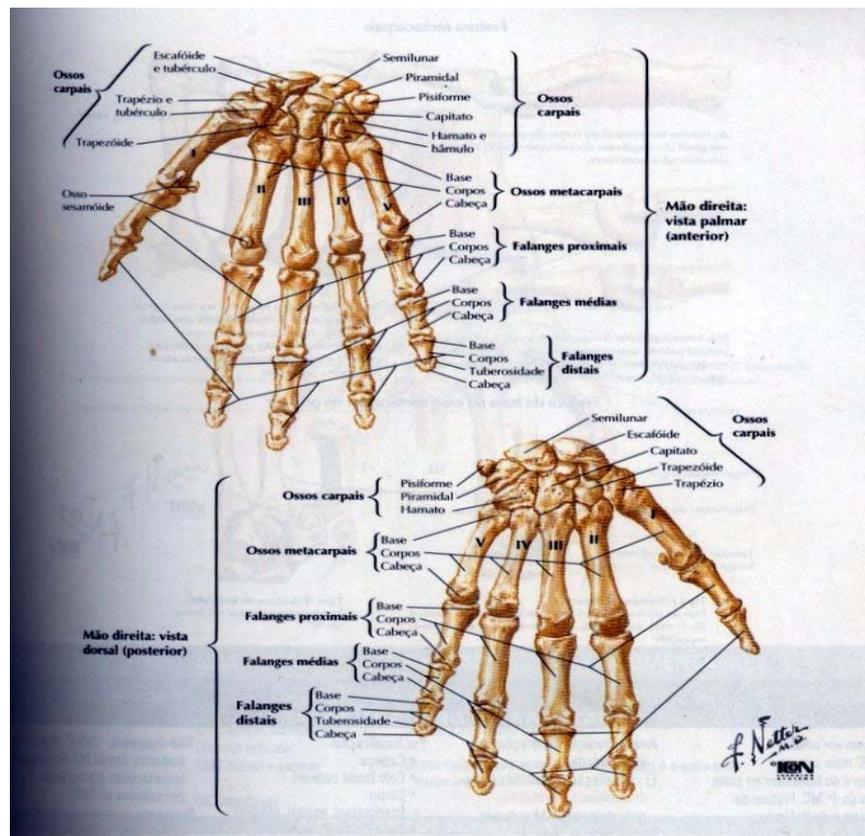


Figura 1: Representação dos ossos da mão em vista anterior e posterior (THOMPSON, 2003).

O estudo da mão sob o aspecto das articulações torna-se interessante pois as articulações em conjunto que possibilitam a grande gama de funções e movimentos da mão. Segundo Lech et al (2005) as articulações podem ser assim denominadas: radiocarpal (entro o osso rádio e o carpo), mediocarpal (formada proximalmente pelo escafóide, semilunar, piramidal e pisiforme e distalmente pelo trapézio, trapezóide, capitato e hamato), carpometacarpal do 2° ao 5° dedos (formada pela região distal dos ossos do carpo e proximal dos metacarpos), metacarpofalangeanas (formada entro o metacarpo e as falanges proximais), interfalangeanas proximais e distais (formada entre as falanges). De acordo com o mesmo autor, o polegar apresenta apenas duas falanges a proximal e a distal.

Segundo Magee (2005) dividem as articulações da mão de acordo com o tipo de articulação, graus de liberdade e movimentos. Para a melhor visualização acompanhe a tabela 2 apresentada a seguir:

Tabela 2- Representação das articulações da mão e suas características anatômicas e cinesiológicas (MAGEE, 2005).

<i>Articulação</i>	<i>Componentes ósseos</i>	<i>Classificação</i>	<i>Graus de liberdade</i>
Radioulnar Distal	Rádio e a ulna	Uniaxial, tipo pivô	Um
Radiocarpal	Radio e ossos do carpo	Biaxial, elipsoidal	Dois
Intercarpais	Ossos do carpo proximais (escafóide, semilunar e piramidal) e distais (trapézio, trapezóide, hamato e capitato)	Planas	Um
Mediocarpais	Ossos do carpo proximais (escafóide, semilunar e piramidal) e distais (trapézio, trapezóide, hamato e capitato)	Selar, selar composta (entre o escafóide e o trapézio e o trapezóide)	Dois
Intermetacarpais	Ossos do metacarpo	Planas	Mínimo
Metacarpofalangeanas	Metacarpo e falanges	Condilóides	Dois
Interfalângicas	Entre as falanges	Dobradiça	Um

Os ossos e articulações que compõem a mão podem em conjunto fornecer várias funções as mãos e é importante que os arcos que formam a mão estejam preservados.

O arranjo ou o formato da mão está diretamente relacionado aos arcos da mão que possibilitam que as posições funcionais ocorram. Os arcos da mão podem ser definidos de acordo com Magee (2005) em arco longitudinal e transversos da mão conforme a figura 2.

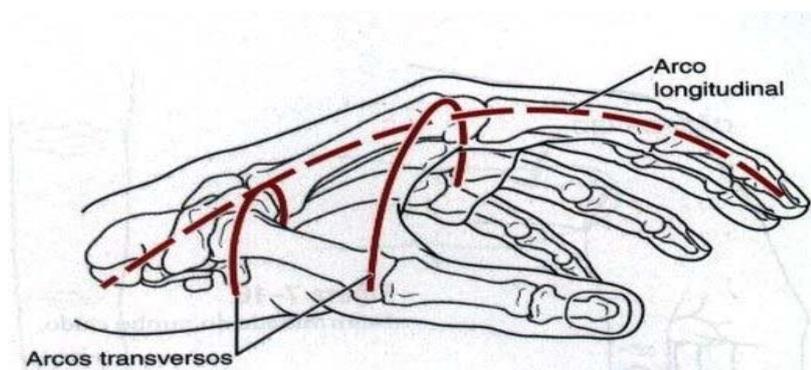


Figura 2- Representação dos arcos (longitudinal e os transversais) que formam a mão (MAGEE, 2005).

2.2.2 Músculos

De acordo com Lehmkuhl, Weiss e Smith, (1997) existem razões que dificultam o entendimento complexo da ação muscular na mão como, por exemplo, quase todos os músculos são pluriarticulares e por isto exercem efeito sobre cada articulação cruzada. O mesmo autor ainda descreve que o estudo da ação muscular deve ser realizado sobre os seguintes aspectos: a - sobre qual a articulação o músculo passa; b – a linha de ação do músculo e o seu tendão; c – o comprimento relativo do músculo. Em virtude disto, os músculos serão divididos de acordo com Magee (2005) por suas ações nas articulações conforme a tabela 3 abaixo:

Tabela 3: Referente aos músculos e suas ações que atuam no punho e mão.

Ação	Músculos envolvidos
Extensão do punho	Extensor radial longo do carpo; extensor radial curto do carpo; extensor ulnar do carpo.
Flexão do punho	Flexor radial do carpo; flexor ulnar do carpo
Desvio ulnar do punho	Flexor ulnar do carpo; extensor ulnar do carpo
Desvio radial do punho	Flexor radial do carpo; extensor radial longo do carpo; abductor longo do polegar; extensor curto do polegar
Extensão dos dedos	Extensor comum dos dedos; extensor do dedo indicador; extensor do dedo mínimo;
Flexão dos dedos	Flexor profundo dos dedos; flexor superficial dos dedos; lumbricais; interósseos; flexor do dedo mínimo
Abdução dos dedos estendidos	Interósseos dorsais; abductor do dedo mínimo;
Adução dos dedos estendidos	Interósseos palmares
Extensão do polegar	Extensor longo do polegar; extensor curto do polegar; abductor longo do polegar
Flexão do polegar	Flexor curto do polegar; flexor longo do polegar; oponente do polegar
Abdução do polegar	Abductor longo do polegar; abductor curto do polegar
Adução do polegar	Adutor do polegar
Oposição do polegar e do dedo mínimo	Oponente do polegar; flexor curto do polegar; abductor curto do polegar; oponente do dedo mínimo

O estudo da atuação muscular nos movimentos da mão pode ser facilitado pela divisão em músculos extrínsecos e intrínsecos que de segundo Hamill e Knutzen (1999) a diferença está na origem muscular onde músculos extrínsecos têm origem fora da mão e intrínsecos na própria mão.

De acordo com Evans (2003) os movimentos do punho são: flexão, extensão, desvio ulnar e radial. Os movimentos de flexão e extensão do punho apresentam componentes da articulação mediocárpica (MAGEE, 2005).

De acordo com Magee (2005) há uma relação de importância dos dedos em virtude da função que eles apresentam para a mão, sendo o polegar o dedo mais importante em virtude de sua relação com os demais dedos. O dedo indicador é o segundo mais importante pois

apresenta interação com o polegar e força utilizada nos movimentos de pinça (MAGEE, 2005). O polegar de acordo com Evans (2003) apresenta posição de destaque, pois seu posicionamento na mão é diferente e apresenta movimentos exclusivos.

A ação muscular nos movimentos da mão possibilita uma grande variedade de amplitudes e arranjos mioarticulares, que transformam a mão em uma estrutura capaz de realizar grande força de preensão e apresentar habilidade para tocar um instrumento.

Vários são os movimentos da mão, para este estudo direcionaremos para os movimentos envolvidos na preensão manual.

2.2.3 Suprimento sanguíneo e nervoso

O suprimento sanguíneo da mão é feito pela artéria radial e ulnar conforme a figura 3. A artéria radial deixa o antebraço curvando-se em direção dorsal em torno do ligamento colateral radial, escafoide e trapézio no assoalho da tabaqueira anatômica e a artéria ulnar entra na mão na frente do retináculo flexor, lateralmente ao pisiforme entre o osso e o hâmulos do hamato (GARDNER, GRAY E O' RAHILLY ,1988).

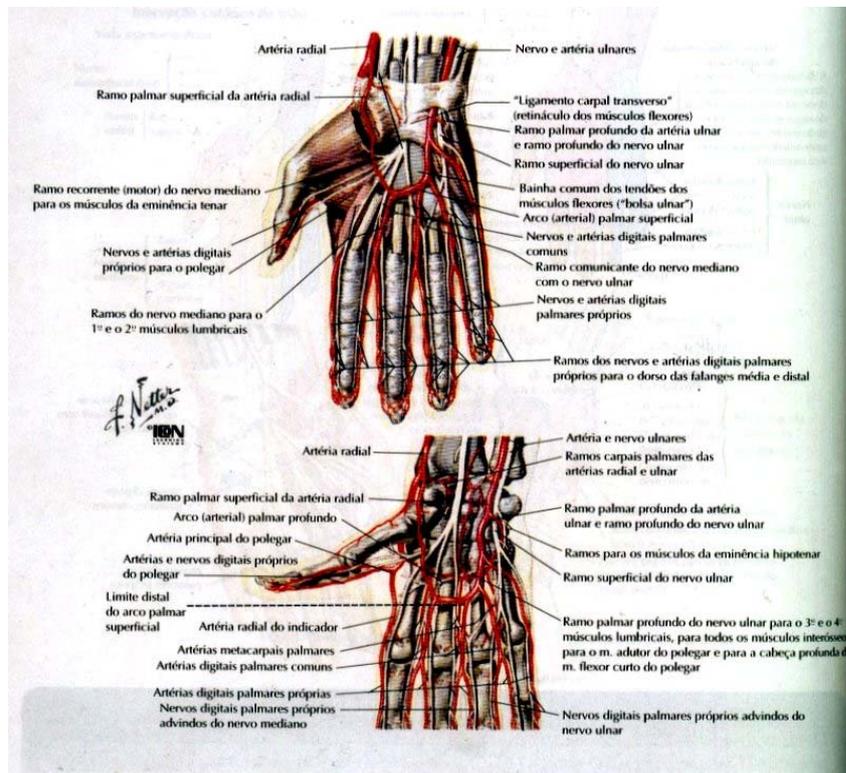


Figura 3 : Representação anatômica da inervação e do suprimento sanguíneo (THOMPSON, 2003).

O suprimento nervoso da mão pode ser dividido em sensorial e motor. Ambos os sistemas motor e sensorial são compostos pelo nervo mediano, ulnar e radial (GOULD III, 1993). O sistema sensorial possibilita uma melhor resposta ao sistema motor. Sendo que cada nervo atua em músculos e dermatômos diferentes.

Segundo Magee (2005) há relação entre os nervos periféricos que inervam a mão e as funções. O mesmo autor descreve que a flexão e a sensibilidade dos dedos ulnares são controlados pelo nervo ulnar e estão relacionados à preensão de força, os dedos radiais são controlados pelo nervo mediano e estão ligados a preensão de precisão e o polegar é inervado por ambos os nervos e a abertura da mão depende do nervo radial.

2.3 PREENSÃO MANUAL

Há uma grande variedade de atividades diárias que envolve a preensão manual como as atividades de higiene e alimentação. Segundo Sande e Coury (1998) apesar da mão apresentar inúmeras funções sua função essencial é a preensão manual. A preensão manual de força possibilita-nos a vida independente e com qualidade. A preensão manual é um conjunto ordenado de ações musculares, estímulos neurais que possibilitam a independência do ser humano (WELLS e GRIEG, 2001).

Segundo Kapanji (1980) o ato de pegar objetos com a mão não é exclusividade de nossa espécie mas o polegar possibilitou que a preensão manual abrangesse diversos arranjos biomecânicos nas atividades diárias.

O processo envolvido no ato da preensão manual é resultante de da evolução no processo de maturação do sistema nervoso e muscular e este ocorre pelos estímulos oferecidos ao recém nato. De acordo com Shepherd (1996), Holle (1990), Meyerhof (2003) a evolução da preensão manual acontece em três estágios no bebê:

A – Reflexo de Preensão: ocorre quando há qualquer estímulo aplicado a palma da mão. Este estímulo desaparece até o terceiro mês e a força de preensão é palmar.

B – Alcance: é o ato de ir ao encontro do objeto que está dentro do campo visual e nesta fase a criança desenvolve outras habilidades que necessitam se segurar como engatinhar.

C – Preensão propriamente dita: as tarefas fazem com que a mão se adapte. A primeira a ser desenvolvida é a preensão cúbito-palmar (aos 4 meses de idade), palmar simples (aos 5 a 6 meses de idade), rádio-palmar (aos 7 a 8 meses de idade) e a rádio-digital (preensão de pinçamento) onde já há o controle dos objetos.

Após o desenvolvimento normal das funções da mão é importante o entendimento do ato neuromuscular da preensão manual. A mão compreende a porção mais distal e dentre suas funções temos a preensão manual e de acordo com Moreira et al (2003) pode ser dividida em três fases: inicia com a extensão dos dedos, flexão das articulações metacarpofalangeanas com extensão das falanges distais e flexão das articulações distais.

Segundo Magee (2005) a preensão pode ser dividida em três fases:

- A- Abertura da mão com a ação simultânea dos músculos intrínsecos da mão e músculos extensores longos.
- B- Fechamento dos dedos e polegar para agarrar o objeto e adaptar-se à sua forma, o que envolve músculos flexores e de oposição extrínsecos e intrínsecos.
- C- Força exercida, a qual varia dependendo da ação, utilizando os músculos flexores e de oposição extrínsecos e intrínsecos.

Segundo MC Dougall et al (2002) durante a força de preensão palmar, os dedos encontram-se aduzidos, flexionados, lateralmente rodados e inclinados em direção ao lado ulnar da mão e o polegar encontra-se flexionado, aduzido tento na articulação metacarpofalangeana como na carpometacárpica e opondo-se a polpa dos dedos.

O movimento de preensão provoca intensa atividade dos músculos flexor superficial e profundo dos dedos, dos interósseos e do quarto lumbrical, bem como nota-se atividade de músculos que realizam o movimento de contrapressão realizado pelo polegar, pelo músculo flexor longo do polegar, de músculos tenares (oponente do polegar, adutor do polegar e flexor curto do polegar) e hipotenares (flexor curto do dedo mínimo), estes agindo como agonistas e contraindo-se isotonicamente (MOREIRA et al 2003).

A força de preensão manual segundo Balogum et al (1999), afirmam que os músculos que agem durante a força de preensão são geralmente mais fortes em comprimentos ligeiramente mais longos, isto acontece, segundo Paschoarelli e Coury (2000), devido à solicitação dos músculos flexores profundos durante a força de preensão.

Em relação a atuação muscular na força de preensão Sande e Coury (1998) descrevem que na preensão de força a participação principal se dá pelos músculos extrínsecos e há a participação dos interósseos e músculos tenares.

O movimento de preensão manual se dá devido a ação de vários músculos e arranjos articulares e pode ser dividida de acordo com Magee (2005) em preensão de força e de precisão.

A preensão de precisão segundo Magee (2005) está limitada principalmente às articulações metacarpofalangeana e envolve principalmente a face radial da mão. Está relacionada a movimentos de exatidão e precisão figura 4.

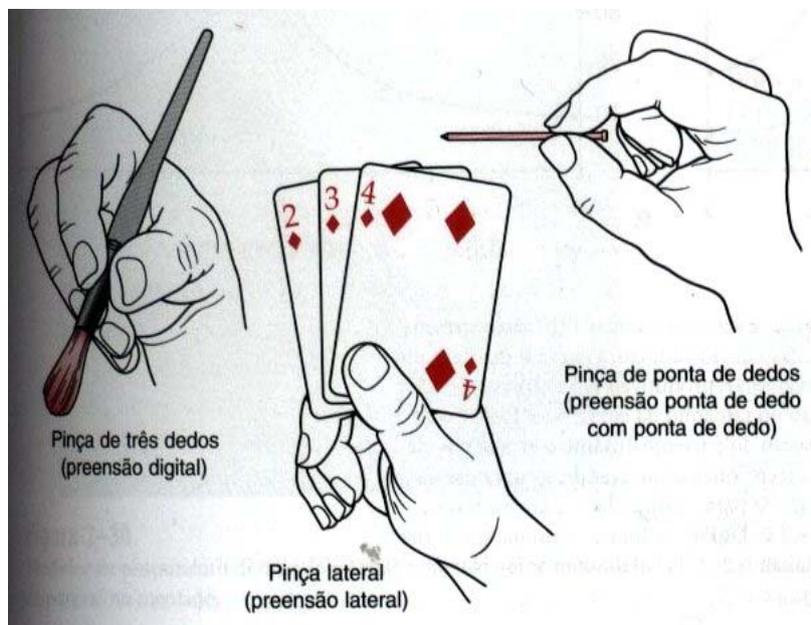


Figura 4 : Representação dos tipos de preensão de precisão (MAGEE, 2005).

A preensão de força exige um controle firme e é utilizada quando há a necessidade de força ou resistência. Para a realização da força de preensão o arranjo articular e angular se dá com a flexão dos dedos, leve desvio ulnar e discreto extensão do punho (MAGEE, 2005).

Durante a preensão, a posição adotada pode assumir de forma geral um equilíbrio estático ou dinâmico para a manipulação dos objetos. Isto geralmente acontece quando o punho é mantido em extensão ($\pm 20^\circ$) em posição neutra em relação ao rádio e à ulna, articulação metacarpofalangiana fletida a ($\pm 45^\circ$), articulações interfalângicas proximais com variação de 30° a 45° e articulações interfalângicas distais com variação de 10° a 20° (NAPIER, 1993).

Os modelos biomecânicos têm sido usados para estimar as forças na mão durante a execução de tarefas específicas. Os músculos flexores em conjunto com os intrínsecos produzem 80% da força gerada para a execução de tarefas. Estudos mostram que a preensão é precisamente controlada pelo sistema sensorio-motor, e que varia de acordo com a forma, tamanho e fragilidade do objeto a ser empunhado (AN et al , 1985).

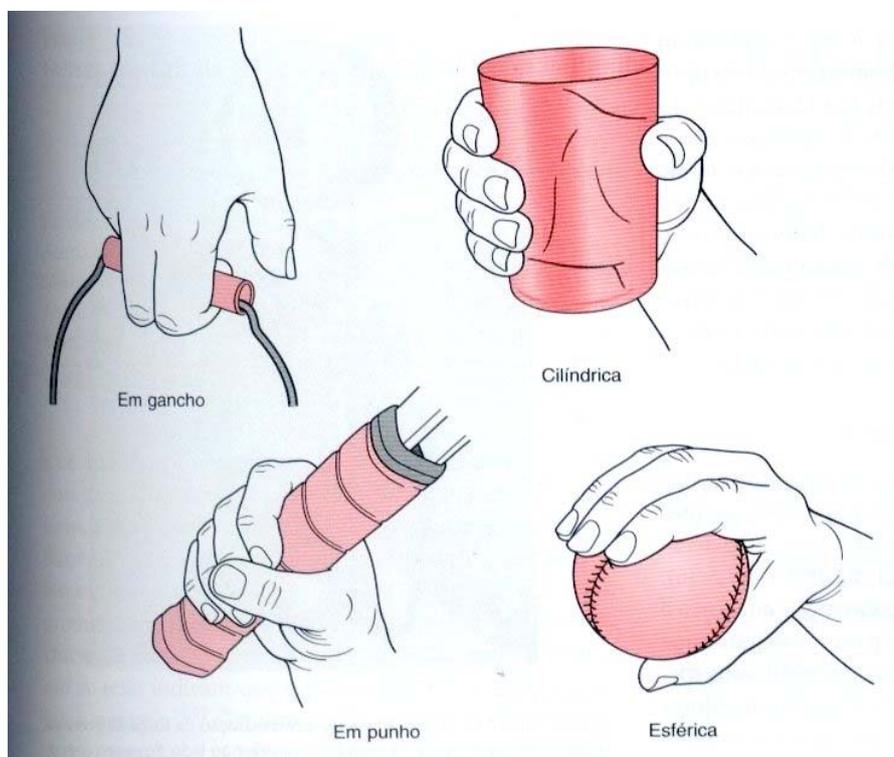


Figura 5 : Representação dos tipos de preensão de força (MAGEE, 2005).

Em virtude da grande variedade de preensões manuais de precisão e força foram denominadas por diversos autores como Magee (2005), Napier (1993), Rasch e Burke (1980). Adicionalmente, Brunnstrom (1979) adota uma classificação abrangente e funcional: anzol ou alça, cilíndrica, esférica, fechada, de ponta, palmar, lateral.

A classificação de Magee (2005) pode ser assim apresentada de acordo com a tabela 4.

Tabela 4: Representação das principais tipos de preensão manual de força e precisão.

<i>Preensão manual</i>	<i>Características cinesiológicas e funcionais</i>
Força	
-Gancho	Todos ou apenas o terceiro ou segundo dedos são utilizados como gancho. Atuam as articulações Interfalangeanas, metacarpofalangeanas sem o polegar
-Cilíndrica	Tipo de preensão palmar, o polegar é utilizado e envolve todo o objeto.
-Digital palmar ou em punho	A mão envolve um objeto estreito.
-Esférica	Tipo de preensão palmar onde a oposição é maior e a mão envolve um objeto esférico.
Precisão (3 tipos)	
-Três pontas ou três dedos	Pinça palmar do tipo polpa digital com polpa digital e a oposição entre o polegar e os dedos
-Pinça lateral, preensão lateral, oposição subtérmino-lateral	O polegar e a face lateral do dedo indicador entram em contato, a oposição não é necessária.
-Pinça de ponta de dedos, oposição terminal	A ponta do polegar é levada em oposição a ponta do outro dedo.

Segundo Sande e Coury (1998) os tipos de preensão estão relacionados as atividades desenvolvidas pelas pessoas e a atuação dos músculos intrínsecos ou extrínsecos como por exemplo, para uma atividade que exija um preensão de precisão os movimento grosseiros e forças compressivas são realizados pelos músculos extrínsecos enquanto os músculos intrínsecos fornecem forças rotacionais e os lumbricais permitem adução e abdução adequadas.

2.4 AVALIAÇÃO DA MÃO

A avaliação da mão compreende a sua função em testes funcionais e a força e de acordo com Blair (2001) a avaliação da força é um dos itens mais fáceis de se medir em virtude da complexidade desta estrutura. O mesmo autor descreve que além da função motora, a mão apresenta um componente sensorial importante como a informação da textura de um objeto ao sistema nervoso central.

A mão é um instrumento complexo que possui objetivos múltiplos, tendo como função possibilitar a execução de uma atividade na alimentação, vestir-se e gerar independência dos seres humanos (SANDY e COURY, 1998).

As avaliações do membro superior podem ser divididas em capacidade funcional e de força de preensão manual. Os testes de capacidade funcional de acordo com Blair (2001) estão relacionados a realização de tarefas e seus tempos para realizá-las. O mesmo autor descreve que uma bateria de teste que se destaca neste item é o TEMPA (*Test Évaluant Les Membres Supérieurs Des Personnes Agées*) que é utilizado para a avaliação de idosos e está baseado em várias características da função motora da mão e sua velocidade em realizar as tarefas.

Os testes de avaliação da capacidade motora apresentam várias limitações como destaca Blair (2001) como a falta de evidências de confiabilidade e validade, a diversidade de escalas e índices, os procedimentos operacionais variados e a condição cognitiva e física dos pesquisados.

Nas avaliações de força de preensão manual como a ser empregada neste estudo, os dados encontrados são mais objetivos e servem de norteadores para comparações entre sexo, idade, dominância da mão e entre diferentes idades (BLAIR, 2001, DESROSIERS et al, 1999). Nas avaliações da força de preensão manual pode ser um indicador de força total e ser um dos itens de avaliação da aptidão física (BELOGUM et al, 1999).

Nos idosos as avaliações do membro superior estão relacionadas a capacidade funcional e a força. Os testes funcionais de acordo com Blair (2001) verificam como estão as funções dos membros superiores na execução das atividades da vida diária e são mensurados os tempos e velocidade de execução.

A maioria das avaliações de força de preensão manual em idosos estão relacionadas a verificar como ocorre o decréscimo da força no passar do tempo, perda das funções como a de pinçamento (DESROSIERS et al 1999, GIAMPAOLI et al, 1999).

Vários estudos atuais buscam formas de avaliação da mão e estas podem ser divididas em avaliação funcional que é realizada através da aplicação de escalas com pontuações ou uma forma mais direta e objetiva como a avaliação da força de preensão manual (BLAIR, 2001).

A avaliação da força da mão pode ser considerada objetiva e que tem como resultado um valor referente a um teste, como descreve Blair (2001) que é bastante utilizada por ser um item de fácil mensuração e é objetivo. Adicionalmente Innes (1999) é um método rápido, fácil confiável e produz resultados que são interpretados e armazenados facilmente.

Para a avaliação da força da mão de acordo com Blair (2001) a forma bastante utilizada está relacionada ao movimento de preensão manual, pois é a função da mão mais utilizada para a realização das atividades da vida diária.

Basicamente existem dois tipos de preensão manual identificados por Napier (1956) sendo a preensão de força e a preensão de precisão. Estes dois tipos seguem protocolos diferentes de avaliação (BLAIR, 2001; INNES, 1999).

A força de preensão da mão de acordo com Blair (2001) não é apenas a medida de força mas também pode ser um indicador de força total do corpo e pode ser empregada em testes de aptidão física como apresenta Balogun et al (1990) que verificou a relação entre índices de massa corporal e preensão manual.

Innes (1999) destaca que o teste de preensão manual é utilizado em aplicações clínicas em diversas áreas como a ortopedia e fisioterapia e está relacionada a avaliação de lesões que acometem o membro superior e sua evolução com os tratamentos propostos.

Em virtude da mão apresentar uma gama de movimentos e funções há várias formas de avaliação e instrumentos utilizados (BLAIR, 2001; INNES, 1999).

Dentre os métodos utilizados Blair (2001) destacam-se em sua divisão os métodos objetivo e subjetivo estes último está relacionado à força gerada em um instrumento e a percepção de quem a faz.

Os métodos objetivos que sofreram durante o passar do tempo, uma evolução principalmente no item dos instrumentos utilizados para a coleta da força de preensão como de acordo com Blair (2001) foram utilizados o vigorômetro, esfigmomanômetro e o dinamômetro Jamar[®] sendo o mais utilizado nas pesquisas de força de preensão manual no mundo por sua confiança nos dados e praticidade.

Segundo Innes (1999) há quatro categorias básicas de equipamentos utilizados para a mensuração da força manual: hidráulico, pneumático, mecânico e com células de carga. Segundo Richards e Palmiter-Thomas (1996) os instrumentos para a avaliação da preensão manual hidráulicos geram medidas de força em quilogramas.

Os instrumentos pneumáticos de acordo com Richards e Palmiter-Thomas (1996) seu funcionamento e aferição se dá pela compressão do ar e sua unidade de medida é o mm/Hg. É utilizado com populações que apresentam dificuldade de preensão como por exemplo com pacientes com artrite reumatóide. Segundo Innes (1999) os instrumentos mecânicos são aqueles que associam molas de aço que registram a medições em quilogramas.

Segundo Wolf et al (1996) o instrumento com células de carga gera um sinal elétrico e este é transformado em uma medida de força que pode ser em N ou kgf.

Nos trabalhos de avaliação da força de preensão manual, existe grande dificuldade de comparação de normalização dos dados pois os instrumentos, os protocolos de avaliação seguem orientações distintas. De acordo com Innes (1999) a normalização dos protocolos e a posição do avaliados seria um item importante para a comparação dos dados.

De acordo com Innes (1999) várias posições foram testadas e a mais aceita atualmente é a descrita pela *American Society of Hand Therapists* (ASHT) assim descrita Mathiowetz (1990):

O ombro deverá estar aduzido e sem rotação, cotovelo com flexão de 90° graus, como o antebraço em posição neutra e o punho entre 0 a 30° graus de extensão e 0 a 15° de desvio ulnar.

Sendo que esta definição foi desenvolvida para o dinamômetro Jamar, em casos onde é utilizado o vigorômetro não é a posição que possibilita a melhor coleta de força de preensão manual (INNES, 1999).

De acordo com Innes (1999) o protocolo para definir quantas repetições e o intervalo entre as repetições. Adicionalmente relata que o número de repetições deveram ser três repetições com elaboração da média das três tentativas. O intervalo entre as tentativas deverá ser de no mínimo 60s (INNES, 1999).

De acordo com Smith e Lukens (1983) a realização de contrações isométricas por um longo período de tempo poderá trazer alterações na pressão arterial e na frequência cardíaca dos avaliados, principalmente em pessoas que estão descondiçionadas fisicamente. Em virtude disto neste estudo, foi adotado como prática a aferição da frequência cardíaca e pressão arterial e caso houvesse alterações elevadas destes índices, os sujeitos não realizavam a coleta.

Há várias formas e protocolos de avaliação da força de preensão manual em diversos tipos de população, neste estudo foi priorizada a coleta nas mesmas condições como o posicionamento dos sujeitos, o posicionamento do ombro, cotovelo, mão e punho, o mesmo estímulo visual sem a interferência do comando verbal mais intenso e sim apenas o comando visual.

A importância e a larga utilização da dinamometria é evidenciada pelo grande número de publicações em diversas áreas como a ortopedia, reumatologia e ciências dos esportes. A partir da obtenção de dados, originam parâmetros que possibilitam a normalização de valores de força muscular, a identificação da capacidade da contração muscular ou do desempenho muscular, o ajuste da eficácia de tratamentos e prescrição de exercícios, como também a validade e confiabilidade dos instrumentos de medida, seja na prática clínica ou laboratórios de ensino e pesquisa (NOVO Jr. *et al*, 1999).

Dentre os dinamômetros disponíveis no mercado, o de marca *Jamar*[®] (Patterson Medical Products, EUA) visualizado na figura 6 é o mais utilizado por sua precisão e facilidade de aplicação. Consiste de um sistema hidráulico para mensuração da força de preensão, com ajuste de empunhadura em cinco posições e um relógio de leitura contendo duas escalas de sensibilidade: (0-200) lb/(0-90) kgf.



Figura 6: Representação do dinamômetro *Jamar*[®] (Patterson Medical Products, EUA) www.jlwinstruments.com/img/jamar.jpg.

Existe uma tendência em utilizar dinamômetros eletrônicos, pois permitem o monitoramento contínuo e a quantificação da atividade da força muscular durante toda a fase de contração em estudos com forças estáticas ou intervalares, dando assim oportunidade de estudar este importante fator: a força de preensão manual (NICOLAY e WALKER, 2005).

Segundo Blair (2001), vários estudos têm se destinado à avaliação da capacidade funcional da mão, na maioria, relacionados com a medição direta da força de preensão e construção de novos equipamentos para mensuração. De acordo com Novo Jr. et al (1999) descreveram a implantação de um sistema para teste de preensão isométrica da mão com confecção de uma cadeira com apoio de braço ajustável para instalação de um dinamômetro hidráulico, estabelecendo uma posição fixa do cotovelo.

Há muito interesse por parte de diversos autores que o processo realizado na coleta e análise dos dados da preensão manual tenha uma forma universal, pois existem diversos estudos, mas suas comparações são praticamente inexistentes devido as inúmeras metodologias utilizadas.

2.5 DINAMOMETRIA E SUAS CARACTERÍSTICAS

A biomecânica utiliza-se dos princípios da Física para análise dos movimentos do corpo humano. Os métodos aplicados podem prover resultados diretos ou indiretos dependentes da natureza dos fenômenos.

De acordo com Knudson e Morrison (2001) dividem os modelos de análise em qualitativos, através da observação sistemática e julgamento introspectivo sobre a qualidade do movimento e quantitativos, pela análise numérica dos dados obtidos por mensuração

direta. Para Amadio e Barbanti (2000) há uma real interdependência entre esses dois métodos de análise.

Diante da complexidade da quantificação de forças, a biomecânica desenvolveu métodos de estudo próprios para análises em situações estáticas e dinâmicas, principalmente no que concerne a medidas de forças internas, possibilitando a investigação de parâmetros não observáveis diretamente. Segundo Amadio e Baumann (2000) citam que as medidas de forças externas aliadas a modelos antropométricos e matemáticos permitem a obtenção das variáveis internas responsáveis pela locomoção humana, já que uma ação interna das forças manifesta-se externamente.

Medidas mais precisas das forças de contato externas provêm dados mais fidedignos para a construção de modelos biomecânicos (CHADWICK e NICOL, 2001). Com o avanço tecnológico, vários equipamentos estão sendo desenvolvidos a fim de reproduzir resultados mais confiáveis e próximos à realidade do movimento.

A dinamometria vem se consolidando como um método de fundamental importância na avaliação dos parâmetros do movimento humano, é um método que consiste em na medição que visa quantificar os efeitos produzidos por forças de natureza física, em diferentes movimentos do corpo humano (AMADIO e DUARTE, 1996). É a medida das forças de reação entre o corpo e o meio ambiente (AMADIO e BARBANTI, 2000).

Pode ser caracterizada como método de quantificação de forças que possibilita, através de equipamentos especializados, desde uma leitura direta do fenômeno até sistemas de aquisição computadorizados para coleta, armazenamento, processamento e análise de dados provenientes de medidas diretas. Os registros possibilitam uma história temporal gráfica e cálculos dos diferentes tipos de forças.

Essa técnica permite medir variáveis dinâmicas, utilizando-se de plataformas de forças, aparelhos isocinéticos, células de cargas, F-Scan[®], Jamar[®] (dinamômetros de preensão), máquinas de ensaio de tração e compressão.

A evolução histórica e tecnológica apresenta o método em si e sua relevância dentro da biomecânica, abordando fatos históricos que compreendem as primeiras observações realizadas acerca do movimento funcional humano até o desenvolvimento e emprego de novos materiais de confecção.

A tentativa de avaliações científicas do movimento humano vem sendo feitas desde a Grécia Antiga (STEINDLER, 1953 apud DURWARD, BAER e ROWE, 2001). Pitágoras

(582 A.C.) teorizou que se tudo tem forma, essas formas podem ser expressas e analisadas através de números (KOESTLER, 1968 apud NIGG, 1994), como uma primeira observação para posterior quantificação dos fenômenos pelo uso da matemática. Aristóteles (384-322 A.C.), através da observação da força que o solo exercia na marcha humana, antecipou a lei da ação e reação, posteriormente descoberta por Newton (SETTINERI e RODRIGUES, 1976; CAVANAGH, 1990 apud NIGG, 1994).

Arquimedes (287-212 A.C.) realizou estudos sobre leis de alavancas e fundou a mecânica teórica (RASCH, 1991). Tais contribuições perduraram até o final da idade média, visto que neste período os estudos focalizaram-se apenas na descrição do movimento humano (NIGG, 1994).

Da Vinci (1452) anteviu as leis da Inércia dos corpos e ação e reação e descreveu a mecânica de alguns movimentos. Galileo Galilei (1564-1643), fundou a mecânica clássica, investigou a inter-relação entre força e movimento e introduziu a metodologia experimental na ciência (SETTINERI e RODRIGUES, 1976; RASCH, 1991).

Borelli (1608-1679) aplicou as fórmulas matemáticas aos problemas relacionados ao movimento humano com sugestões de como determinar forças em sistemas biológicos, tratando de movimentos de flexão e extensão em situações como caminhar, correr, etc. Comparou, pela primeira vez, animais a máquinas, sendo considerado o pai da biomecânica moderna do sistema locomotor (RASCH, 1991; NIGG, 1994).

Hooke, em 1678, estabeleceu a relação entre tensão-deformação em corpos submetidos a solicitações mecânicas, onde se o material for isotrópico e a força não exceder seu limite elástico, essa relação será linear (ZARO, 2000).

Newton (1642-1727) estabeleceu os fundamentos da dinâmica, pela elaboração das leis da mecânica clássica, estudou a queda dos corpos, movimento uniformemente acelerado e composição de forças pela regra do paralelogramo (SETTINERI e RODRIGUES, 1976; RASCH, 1991). Segundo ele, as alterações do movimento são mudanças na quantidade de força que as produz. Tal teoria deu surgimento à idéia de mensurar a força pelo produto da massa e aceleração exibida pelos corpos.

Os irmãos Weber (1806-1871/1795-1878) classificaram a alavanca do pé como sendo do tipo inter-resistente; descreveram também a mecânica da marcha, onde o ato da deambulação era constituído em um movimento de queda para frente com o equilíbrio restaurado pela sobreposição dos membros (SETTINERI e RODRIGUES, 1976; RASCH, 1991).

Nessa mesma época, Marey desenvolveu um pneumógrafo com uma placa acoplada a duas molas que permitia a avaliação da expansão torácica no movimento de inspiração e retornando à posição inicial no movimento de expiração. Riva-Rocci desenvolveu um medidor de pressão arterial (esfigmomanômetro) utilizando manômetro de mercúrio em um tecido revestido por uma borracha e uma caixa com suprimento de ar o qual era bombeado para a borracha e responsável pela variação do nível da coluna de mercúrio. Mosso aprimorou o medidor de pressão, utilizando dois tubos de metal e uma câmara de borracha, onde a pressão provém do constante movimento de ar dentro do manômetro gerando uma diferença de pressão. Um dinamômetro de mola para força de preensão manual também foi confeccionado nessa época, por Collin, onde a compressão da mola por ação da mão causava o movimento de dois ponteiros sobre um relógio, que indicava a pressão exercida.

Em 1856, Lord Kelvin estudando as propriedades dos materiais, demonstrou que havia mudança na resistência do ferro e do cobre quando submetidos a tensão (NIGG, 1994). Já em 1872, Carlet desenvolveu métodos de medição com princípios pneumáticos para quantificação de forças entre o pé e o solo. No ano seguinte, Marey apresentou um dispositivo portátil com tambores registradores de pressão sob a sola de calçados, seguindo os princípios pneumáticos de Carlet (SETTINERI e RODRIGUES, 1976; NIGG, 94).

A descoberta do efeito piezoelétrico foi realizada pelos irmãos Currie, em 1880, sendo este princípio utilizado para quantificar forças posteriormente. Em 1882, Beely relatou as forças locais máximas, com sujeitos sentados em um saco com gesso (NIGG, 1994).

Considerando as relações estabelecidas por Hooke, em 1900, Huggenberger desenvolveu extensômetros mecânicos. Abramson em 1927, utilizando aço e cobre sob uma superfície fina indicou a força máxima local pela penetração desses materiais na superfície após aplicação de carga e Basler, nesse mesmo ano, usando seções de uma plataforma de força suspensa em arames de metal determinou a força de ação na seção pela frequência dos arames. Morton (1930) usou uma superfície de borracha com tinta, onde a coloração era proporcional à força local máxima. Carlson (1931) construiu o primeiro *strain gauge* de fio do tipo não colado e em 1935,

Bloch construiu o primeiro *strain gauge* com filme de liga de carbono (NIGG, 1994; ZARO, 2000). Elftman, utilizando uma superfície de borracha com projeções piramidais apoiadas e montadas sobre uma rígida placa de vidro com um fluido entre os espaços da matriz e da placa de vidro, filmou a deformação das pirâmides de borracha provendo informações sobre a distribuição de pressão dinâmica (NIGG, 1994).

Em 1938, o mesmo pesquisador utilizando uma plataforma de força, publicou a mensuração das forças de reação do solo durante a locomoção. Nesse mesmo ano, Simmons confeccionou *strain gauge* de fio, cimentado às faces de uma barra de aço para estudos de impacto e Ruge no MIT com circuito baseado na tecnologia Caltech, montou um fio entre duas folhas de papel (ROESLER, 1997).

Rehman em 1947, com a utilização de uma plataforma de força, procurou caracterizar o comportamento da marcha em jovens e idosos (ROESLER, 1997). Hettinger (1950), construiu o primeiro dinamômetro com sistema de medição isométrica. Peter Jackson, utilizando a tecnologia de circuito impresso, em 1952 patenteou *strain gauges* no Reino Unido (STEIN, 1992 apud SHRIVE, 1994) e Cunningham e Brown desenvolveram a primeira plataforma com *strain gauges* (ROESLER, 1997). Um ano após, Demec introduziu, para medidas em concreto extensômetros desmontáveis.

Um instrumento chamado “pedobarógrafo plástico” com 640 seções verticais montado sobre uma superfície de borracha foi desenvolvido por Barnett em 1954, para determinação da distribuição de pressão em situações dinâmicas (NIGG, 1994). As plataformas de força também foram empregadas para estudos sobre atividades relativas ao trabalho por profissionais de diversas áreas. Um dos mais antigos sistemas para medição de esforços associados com uma variedade de atividades de trabalho foi o “detector de esforço” de Lauru, (1954 e 1957), já com emprego de cristais piezoelétricos. Após a construção do “detector de esforço” de Lauru, Greene e Morris (1958) desenvolveram uma plataforma de força que utilizava um transformador linear diferencial variável (LVDT) como sensor. Em 1958 Whitney utilizou uma plataforma composta por vigas instrumentadas com extensômetros em seus trabalhos (ROESLER, 1997).

Na década de 60, foram desenvolvidos extensômetros envolvendo a tecnologia da indústria microeletrônica (STEIN, 1992 apud SHRIVE, 1994) e James Perrine desenvolveu o primeiro aparelho de isocinético, para medir a capacidade do músculo isométrica e isotonicamente, em pesquisas sobre parâmetros de performance (ANDRUSAITIS, 2000).

Em 1963, Baumann usou transdutores capacitivos para identificação dos pontos de maior pressão local entre o pé e o calçado (NIGG, 1994); Whetel (1964) desenvolveu uma plataforma hexagonal com conceito de medição LVDT (ROESLER, 1997) e Petersen desenvolveu uma plataforma de força triangular somente para esforços verticais (ROESLER, 1997; ZARO, 2000).

Paine et al (1968) utilizaram o modelo de plataforma de Whitney, porém com menores dimensões, Hearn & Kanz adicionaram 6 LVDT's para medições dos momentos em torno os

três eixos e Peizer nesse mesmo ano e Peizer e Wright, 1969, também com a utilização de plataformas de força, procuraram estudar mais profundamente os padrões da marcha normal e patológica (ROESLER, 1997). Nesse mesmo ano a empresa KISTLER, construiu a primeira plataforma de força, disponível comercialmente, com cristais piezoelétricos para análise da marcha no laboratório de Zurich (NIGG, 1994). Essa plataforma retornava valores de F_x , F_y , e F_z , o momento em torno do eixo vertical M_z e a localização da força resultante vertical (ROESLER, 1997).

Jones e Hanson, 1970, utilizaram uma plataforma de força para estudar o efeito da postura nos movimentos em atividades normais como sentar e levantar e Ramey construiu outra plataforma de força utilizando tubos circulares instrumentados com extensômetros (ROESLER, 1997; ZARO, 2000). Em 1972, Hutton construiu uma plataforma de força com *strain gauges* dividida em seções para verificação da distribuição de pressão (NIGG, 1994). Foram introduzidos em biomecânica *strain gauges* com mercúrio líquido, nessa mesma década (STEIN, 1992 apud SHRIVE, 1994).

Para trabalho de medição de força em pedal de bicicleta, Hull e Davis (1980) desenvolveram uma célula de carga extensométrica onde as forças em X e Y eram desacopladas e Gola construiu uma plataforma de força triangular suspensa. Um conjunto de quatro dessas células foi utilizado para obtenção de todas as forças e momentos nos três eixos. Em 1982, Tschang propõe um sistema para medição de forças e momentos em todas as direções exceto na vertical (ROESLER, 1997).

Nesse mesmo ano, Hennig, utilizou sensores piezocerâmicos em uma matriz de borracha em palmilhas, para detecção da distribuição de pressão. Em 1983, Aritomi desenvolveu folhas de detecção de forças (Fuji folhas) para medidas de máxima pressão local.

Nicol em 1990 desenvolveu sensores do tipo *strain gauges* com uma membrana de silicone para medidas da distribuição de pressão em superfícies finas (NIGG, 1994).

Atualmente as plataformas são ferramentas básicas na avaliação em biomecânica e os sensores mais utilizados são do tipo piezoelétricos e *strain gauges*. Além das plataformas, uma grande variedade de dinamômetros encontra-se disponível no mercado para diferentes tipos de avaliações e testes.

A instrumentação em biomecânica no Brasil ainda não atingiu o padrão de alta tecnologia, porém está sempre trabalhando na construção de novos equipamentos com a finalidade de minimização de custos e desenvolvimento de tecnologia nacional.

O ato de mensurar é, basicamente, o processo de observação classificatória. É uma operação realizada desde a antiguidade que consiste na comparação da medida realizada com padrões já pré-estabelecidos (GONÇALVES JR., 1997; DURWARD, BAER e ROWE, 2001).

Vários tipos de instrumentos são utilizados para a mensuração e quantificar os efeitos produzidos por forças no corpo humano. De acordo com seus princípios de funcionamento, são divididos em analógicos e digitais. Segundo ZARO (2000) instrumentos analógicos são aqueles cuja magnitude da grandeza a ser medida é dada pelo deslocamento angular de um ponteiro, enquanto os instrumentos digitais fornecem a leitura na forma de dígitos em um display. O mesmo autor faz uma comparação entre os dois tipos de sinais obtidos, citando que os analógicos podem assumir qualquer valor dentro de uma escala de medida, por isso são considerados mais precisos, enquanto que os digitais estabelecem um número finito entre os valores mínimo e máximo.

Ainda que não seja possível mensurar diretamente a força, pode-se medir a deformação ocorrida em materiais quando submetidos à ação dessa força. Existem diversas estruturas para mensuração de deformações utilizadas em biomecânica as quais apresentam diferentes princípios físicos. Essas estruturas são denominadas transdutores de força que necessitam de um componente elástico (sensor), através do qual a força realiza um trabalho que será traduzido em deformação desse sensor, e de um sistema elétrico capaz de converter as deformações em sinais elétricos proporcionais. Esses sensores podem ser do tipo mecânicos, magnéticos, elétricos, ópticos e outros (ZARO, 2000).

Serão descritos a seguir os principais tipos de transdutores empregados em biomecânica bem como suas aplicações na instrumentação.

a) balões de ar – balões preenchidos com fluido cuja pressão interna é conhecida. Quando uma carga externa é aplicada há uma deformação decorrente da diferença de pressão. Esses sensores apresentam alta linearidade, baixa histerese, alta frequência de resposta. Aplicações: foram inicialmente aplicados para quantificar forças sob as patas de um cavalo e atualmente há uma grande variedade de sistemas que se utilizam desse tipo de sensor, tais como na quantificação das forças de prensão manual e das forças entre os tecidos moles e o meio ambiente (NIGG, 1994).

b) sistema piramidal – sistema com uma superfície de borracha contendo uma matriz de pequenas pirâmides apoiadas sobre uma placa de vidro. Quando uma carga externa é aplicada, as pirâmides sofrem deformação, onde o grau dessa deformação é proporcional à magnitude

da força aplicada. Essa deformação é medida pelo aumento da área de contato entre as pirâmides e a placa de vidro, a qual pode ser quantificada opticamente. Aplicações: é utilizado para verificação da distribuição de pressão do pé em situações dinâmicas (NIGG, 1994).

c) sistema de molas – são instrumentos que possuem apenas uma parte mecânica elástica (mola) onde há uma deflexão, normalmente linear, sob aplicação de carga (NIGG, 1994). Aplicações: dinamômetros para testes de preensão manual.

d) sensores capacitivos - São compostos por duas placas condutoras de eletricidade separadas por uma pequena distância, a qual para fins de mensuração de forças em biomecânica, é preenchido por material elástico não condutor, chamado dielétrico. Quando submetidos a uma força, a distância entre essas placas muda. Essa mudança produz alteração na espessura do dielétrico que é inversamente proporcional à corrente que pode ser medida. Esse tipo de sensor apresenta baixa histerese e sensibilidade a temperatura, erros de até 20% e linearidade dependente do dielétrico (NIGG, 1994). Aplicações: distribuição de pressão durante a locomoção. São colocados em palmilhas ou placas. Também são usados para mensuração de forças entre superfícies moles (NICOL e HENNIG, 1976 apud NIGG, 1994).

e) sensores condutores - consistem em duas camadas de material condutivo, semelhante ao capacitor, entretanto o material interno também é condutor (basicamente sensores resistivos), os quais se deformam sob aplicação de força reduzindo a resistência elétrica entre as duas placas. A relação entre a corrente de saída e a força aplicada pode ser determinada usando a Lei de Ohm. Esse tipo de sensor apresenta baixa histerese e baixa sensibilidade à temperatura e erros de até 20%. Aplicações: medidas de distribuição de pressão interna do corpo humano ou em palmilhas (NIGG, 1994).

f) sensores piezoelétricos – (piezo = pressão) são materiais que quando submetidos a uma carga (mecânica ou elétrica) produzem uma tensão atômica que é acompanhada de uma contração ou expansão de uma ou mais de suas dimensões (CHISTENSEN, 1988). Materiais desse tipo são cristais não-condutores que geram cargas elétricas quando submetidos à tensão mecânica (NIGG, 1994) . O quartzo (SiO_2) é o mais estável dos materiais que exibem tal propriedade devido à estabilidade de seu sinal (ZARO, 2000).

Ainda que o sinal de saída seja baixo em relação ao dos materiais cerâmicos, os cristais são adequados para medidas em biomecânica pela precisão e sensibilidade. A carga que aparece na superfície é resultante do movimento relativo de cargas internas no cristal.

Esses transdutores precisam de um amplificador que transforme as cargas eletrostáticas em tensões proporcionais (ZARO, 2000). O corte desses materiais é feito de

modo a permitir sensibilidade à pressões ou forças de cisalhamento em apenas uma direção (ZARO, 2000).

Esses tipos de sensores apresentam alta linearidade, histerese muito baixa e erros de até 5%. Para aplicações biomecânicas, os cortes são em discos perpendiculares aos eixos cristalográficos x ou y. Aplicações: confecção de plataformas de força mais precisas para mensuração das forças de reação do solo durante a locomoção humana (NIGG, 1994).

g) sensores piezoresistivos – De acordo com Zaro (2000); Nigg (1994) são materiais sólidos de resistência variável que se deformam em extensão quando submetidos à forças externas. Possuem dimensões pequenas que possibilitam sua colocação em locais de difícil acesso. Normalmente são conectados eletricamente a um circuito tipo “Ponte de Wheatstone” produzindo sinal elétrico da ordem de mV ou V e pode ser lido a partir de uma série de aparelhos (ZARO, 2000). Um dos mais importantes sensores dessa classe são os chamados *strain gauges* (extensômetros).

Esses tipos de sensores apresentam boa linearidade, baixa histerese e baixa sensibilidade a temperatura e erros de até 5%. Aplicações: São aplicados em medições das forças de reação do solo em situações dinâmicas, para verificação da relação tensão-deformação em ossos, ligamentos, tendões, vértebras, discos entre outros materiais in vitro, implantes em próteses internas e externas in vivo e atividades esportivas instrumentalizando aparatos desportivos (NIGG, 1994).

Os equipamentos dinamométricos mais utilizados em pesquisas são:

-Plataformas de força – Conjunto de células de carga dispostas de maneira a mensurar forças e momentos uni ou multidirecionalmente. Estes dispositivos apresentam modelos específicos para aquisição de dados em diversas situações e locais (meio líquido ou não, durante marcha, corrida, saltos, entre outros) e em situações estáticas e dinâmicas (ZARO, 2000).

-Equipamentos de Pressão Plantar – Consiste em um conjunto de microsensores inseridos em uma palmilha fina, acopladas a um sistema computadorizado, permitindo análise dinâmica e estática da distribuição da pressão plantar (NIGG, 1994).

-Dinamômetros isocinéticos – aparelhos que trabalham com uma velocidade fixa, contra uma resistência que automaticamente se adapta a qualquer força exercida pelo indivíduo em qualquer ponto do arco de movimento.

Os sistemas de aquisição de dados que são utilizados nas medições das forças têm por finalidade a aquisição do sinal elétrico bruto proveniente do sensor utilizado. A apresentação

de forma gráfica e numérica permite a visualização do comportamento da grandeza medida, bem como o processamento matemático necessário para a obtenção de novas variáveis dependentes da grandeza mensurada.

Os equipamentos dinamométricos que utilizam células de carga como princípio para a aquisição dos dados é necessário que o sinal captado seja transformado para o seu armazenamento. Estas células, quando submetidas a cargas, deformam-se gerando um sinal elétrico. O sinal elétrico proveniente da célula de carga passa por uma placa condicionadora de sinais, a qual converte a variação de resistência elétrica em variação de voltagem, além de amplificar o sinal (ZARO, 2000).

Em seguida, o sinal passa por uma placa de conversão analógica digital (A/D) onde ocorre a transformação dos sinais contínuos em discretos, que consiste na representação de um sinal contínuo por uma seqüência de amostras instantâneas, recolhidas em espaços de tempo pré-fixados (frequência de amostragem). Cada amostra traduz a amplitude do sinal contínuo no instante da amostragem. A seqüência de amostras constitui um sinal discreto no tempo que pode ser armazenado, reproduzido, processado e lido (ZARO, 2000).

O processamento do sinal após armazenado contém uma série de sinais provenientes de fenômenos eletromagnéticos captados em conjunto e necessita de tratamento matemático para que se possa extrair o máximo de informações deste. Dois tipos de processamento são normalmente usados: processamento no domínio temporal e processamento no domínio da frequência (ZARO, 2000).

A dinamometria segundo Duarte (s.d.), estuda os tipos de medidas de força que geram o movimento, bem como a distribuição de pressão. Seus estudos são direcionados tanto para a área clínica como para a área biomecânica.

A aplicação clínica mais comum da dinamometria é a análise da marcha (onde são estudadas as forças de reação do solo - FRS e a distribuição de pressão plantar), além da utilização de dinamômetros isocinéticos ou não, para mensurar a força de determinado(s) grupo(s) muscular(es).

Várias pesquisas têm sido realizadas neste sentido. Entre elas, Wu et al. (1999) realizou um estudo verificando os padrões de marcha após artrodese de tornozelo, pesquisando as alterações da força de reação de solo (FRS) utilizando plataformas de força.

Outros estudos utilizam a distribuição de pressão plantar através de palmilhas sensorizadas ou plataformas de força. HENNIG (1999), esclarece que durante a locomoção, as forças entre o corpo humano e o chão são distribuída sobre várias superfícies de suporte

dos pés, e que as mensurações da distribuição de pressão nos dá informação sobre a carga individual das estruturas. A análise do pico de pressão nos dá informações sobre as mais altas pressões sobre o pé e como elas ocorrem durante o contato.

BIRKE et al (1999) estudou o efeito da dureza do material ortótico durante a caminhada em diabéticos de alto risco, utilizando o sistema de sensores Pedar[®] para verificação da distribuição da pressão plantar. Outros estudos de distribuição de pressão plantar clínicos podem focalizar o pós-operatório de diversas patologias de membros inferiores, obesidade, próteses de membros inferiores entre outros.

Existem ainda os dinamômetros que podem ser isocinéticos ou não. Os primeiros são dispositivos computadorizados que além de mensurar a força, mensuram a velocidade angular de dado movimento. Os dinamômetros mais simples visam mensurar indiretamente a força em determinado local. Existe um em especial que é largamente utilizado, o esfignomanômetro, para mensurar a pressão arterial, além dos dinamômetros com célula de carga para mensurar força de membros superiores ou outros segmentos.

A preensão palmar tem sido estudada porque é ela que possibilita duas funções diferentes na mão: força e destreza, além de ser utilizada como referência de evolução de tratamentos de reabilitação da mão. Fernandes et al., (2001) realizou uma comparação entre dois protocolos para fortalecimento isotônico para preensão palmar com a utilização de um dinamômetro mecânico Jamar[®] para quantificar o ganho de força.

São inúmeras as aplicações da dinamometria, tanto clínicas quanto biomecânicas. Visando maior fidedignidade e/ou maior controle de variáveis, ela também tem sido utilizada em conjunto com outros métodos de medição como antropometria e cinemetria.

Vários são os estudos que estão relacionados com a preensão manual, buscam entender o comportamento da força de atletas, idosos e crianças e em relação aos ganhos de força e perda durante a vida. Os trabalhos envolvendo dinamometria através da preensão manual relacionam principalmente a força máxima, pois os estudos publicados utilizam e dinamômetros analógicos e hidráulicos como o Jamar[®].

Os estudos com dinamômetros analógicos vem sendo modificados pois o interesse pela característica da curva força pelo tempo

Para realização da mensuração da força de preensão manual Novo Jr. et al (1999), esclarece que devem ser realizadas medidas prévias da mão, pois em preensão de força o comprimento da empunhadura do dinamômetro deve exceder a largura da mão do indivíduo que o utiliza. Alerta também para o posicionamento do indivíduo na hora de adquirir os

dados, dizendo que o sujeito deve estar preferencialmente sentado, com apoio para antebraço/mão, mantendo flexão de cotovelo de 90° e antebraço em posição neutra.

Novo Jr, Cliquet Jr e Gallo Jr (1997) implementaram um sistema dirigido à avaliação da força muscular isométrica de preensão manual através de um dispositivo hidráulico baseado numa superfície rígida, porém deformável sob a aplicação de cargas, obtendo-se parâmetros físicos através da curva força x tempo.

3 MATERIAIS E MÉTODOS

Neste capítulo serão apresentados os procedimentos metodológicos do presente estudo, assim descritos: características do estudo, indivíduos do estudo, instrumentação, procedimentos de coleta, tratamento matemático e tratamento estatístico.

3.1 CARACTERÍSTICAS DO ESTUDO

Este é um estudo descritivo-comparativo, que de acordo com Luciano (2001) que visa descrever as características de determinada população ou fenômeno ou o estabelecimento de relações entre as variáveis.

Foi verificado o comportamento da força de preensão manual ao longo do tempo, em idosos de ambos os sexos com idade de 60 anos ou mais que praticam e não praticam exercício físico regular. O estudo foi desenvolvido no Laboratório de Instrumentação (LABIN) do Centro de Educação Física, Fisioterapia e Desportos (CEFID) da Universidade do Estado de Santa Catarina (UDESC), Clínica Escola de Fisioterapia UNISUL - Pedra Branca e em grupos de atividades e estudos com idosos da Grande Florianópolis.

3.2 SUJEITOS DO ESTUDO

A população do estudo foi composta de idosos de ambos os sexos que no momento da coleta apresentem idade igual ou superior a 60 anos participantes de grupos de atividades e estudos com idosos que têm na sua rotina a prática ou não de exercícios físicos regulares. Estes grupos foram pré-selecionados pelos núcleos participantes e cadastrados na Prefeitura Municipal de Palhoça-SC, Grupo de Estudos da Terceira Idade GETI-CEFID-UDESC e pelo grupo de idosos “Vovô em Ação” pertencente à UNISUL Pedra Branca Palhoça SC.

Os idosos foram selecionados pela técnica não-probabilística intencional que de acordo com Luciano (2001) são escolhidos casos para compor a amostra que representem o bom julgamento da população/universo. Os critérios de inclusão e exclusão estão de acordo com Fraser et al (1999), Bodur et al (2006) e Desrosiers et al (1997):

Foram definidos os seguintes critérios de inclusão: os sujeitos deverão de ambos os sexos, com idade igual ou superior a 60 anos no momento da coleta, moradores da grande Florianópolis e participantes de grupos de estudos ou atividades com idosos. Além disso, deverão ser sujeitos que nos dois últimos anos não apresentaram fratura, subluxação, luxação, processos degenerativos avançados ou períodos de imobilização prolongados no punho e/ou mão. No momento da coleta, não poderão apresentar rigidez, dor ou formigamento nas mãos, doença ou patologia que o impeça de realizar força isométrica (ou seja, deverão ter condições físicas e clínicas de realizar força isométrica contínua). Serão excluídos dos testes os indivíduos que apresentarem dificuldade de entendimento ao processo de coleta ou apresentarem alterações locais ou sistêmicas na realização dos testes.

Para a realização do estudo, os indivíduos serão divididos em quatro grupos de sujeitos de ambos os sexos contendo 9 sujeitos cada:

- A) Sujeitos do sexo feminino que praticam exercício físico regularmente;
- B) Sujeitos do sexo feminino que não praticam exercício físico regularmente;
- C) Sujeitos do sexo masculino que praticam exercício físico regularmente,
- D) Sujeitos do sexo masculino que não praticam exercício físico regularmente;

Os sujeitos que realizam exercício físico regularmente praticam há mais de três meses consecutivos com três dias por semana de frequência semanal.

3.3 INSTRUMENTOS DO ESTUDO

Os instrumentos utilizados no estudo foram: *i*) Ficha de cadastro, anamnese e avaliação funcional; *ii*) Ficha de avaliação e equipamentos para medidas fisiológicas e antropométricas; *iii*) Protocolo e equipamentos para medições de força de preensão manual; *iv*) softwares para tratamento matemático e estatístico dos dados.

i) Ficha de cadastro, anamnese e de avaliação funcional

Este instrumento (anexo 1) foi composto de perguntas referentes ao cadastro dos sujeitos, dados pessoais e perguntas controle dos critérios de inclusão dos indivíduos na pesquisa. As perguntas fechadas e abertas foram formuladas com o intuito de registrar a situação funcional das mãos, punhos e fatores relacionados à prática do exercício físico regular. As perguntas deste instrumento estão de acordo com FRASER et al (1999), BODUR et al (2006).

A avaliação funcional das mãos foi avaliada de acordo com os procedimentos de avaliação funcional de Magee (2005), que descreve como forma de avaliação movimentos ativos e resistidos de punho e mão.

Foram realizados movimentos ativos e resistidos de flexão, extensão, desvio ulnar, radial do punho e movimentos de abrir e fechar as mãos. Serão registrados na ficha os movimentos que gerarem dor ou limitação de movimento. A avaliação funcional será obtida com os indivíduos realizando os movimentos ativos bilateralmente no mesmo instante e os movimentos resistidos separadamente, caso haja alteração esta foi assinalada na ficha.

ii) Ficha de avaliação e equipamentos para medidas fisiológicas e antropométricas

Neste instrumento (anexo 2), foram registrados os dados das medições fisiológicas e antropométricas. As medições fisiológicas consistira da medida da frequência cardíaca através dos procedimentos descritos em Minor e Minor, (2001), que orienta que seja monitorada a frequência cardíaca no pulso radial por 15s e multiplicar o valor por 4.

A medida da pressão arterial foi realizada através de um estetoscópio (Littmann™, Classic II 2813) com alta sensibilidade acústica e um esfigmomanômetro (adulto, Bic®), com sensibilidade de 1 mm/hg.

As medidas antropométricas seguiram as mensurações realizadas nos estudos de Boadella et al, (2005) e Ruiz-Ruiz (2002) e foram conduzidas com uma fita antropométrica (Mabbis Cardiomed) com sensibilidade de 1 mm e um paquímetro ósseo de segmento(Cardiomed®· WCS 15cm) com sensibilidade de 1/1 mm.

iii) Protocolo e equipamentos para medições de força de preensão manual

Este protocolo foi adaptado dos protocolos de Rogatto (2003), Frederiksen et al (2006) e Haidar et al (2004). As medidas de força de preensão manual foram obtidas nas curvas de Força vs tempo. A variável força máxima ($F_{m\acute{a}x}$), força final ($F_{f\grave{i}nal.}$), instante da contração muscular (I_{cm}), variação do tempo entre a força inicial e a força máxima ($\Delta\tau$), decréscimo da força normalizada ($\%F$), foram obtidas a partir dos dados coletados. Para estas medições, foi empregado um dinamômetro de força de preensão manual desenvolvido pelo Laboratório de Instrumentação em Biomecânica do CEFID-UDESC. Os detalhes de construção e funcionamento do equipamento estão descritos no item 3.3.1.

Este dinamômetro foi escolhido devido ao registro dos dados de força no tempo, isto possibilita que sejam realizados estudos relacionados a variáveis temporais e dinâmicas. Esta alternativa de tratamento dos dados poderá evidenciar alterações não contempladas em dinamômetros analógicos.

3.3.1 O dinamômetro e os procedimentos de ajuste de empunhadura

O dinamômetro digital (figura 7) foi construído pelo LABIN-UDESC por Noé Jr e colaboradores e é empregado em diversas pesquisas.

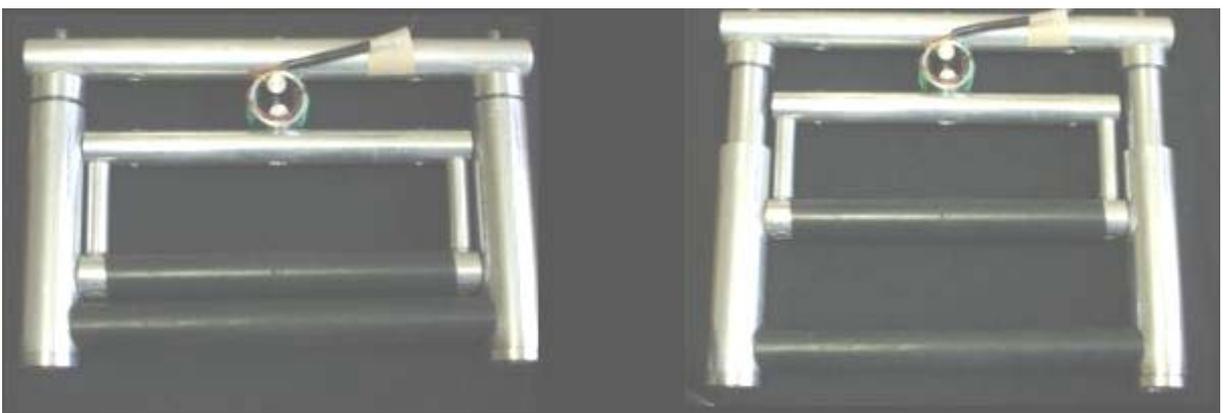


Figura 7 - Dinamômetro de força de preensão manual, ajustado em diferentes empunhaduras.

Um sistema de variação de empunhadura linear foi adotado permitindo uma maior precisão das empunhaduras em diferentes tamanhos de mãos. Para a regulação da empunhadura de cada sujeito da coleta, foi utilizado como referência o artigo de Ruiz-Ruiz

(2002) o qual indica o uso de uma empunhadura de 5.5 cm, que neste estudo por apresentar sujeitos de ambos os sexos com diferentes tamanhos das mãos foi empregado três empunhaduras possíveis 5.5, 5.0 ou 4.5 cm. Foi adotado o seguinte procedimento, haverá um momento antes da coleta de adaptação do avaliado ao instrumento de coleta (dinamômetro) e esta empunhadura será de 5.5 cm, caso não ocorra uma empunhadura confortável e adequada para o indivíduo, foi oferecido a possibilidade das três empunhaduras. Este procedimento foi adotado em virtude da amostra ser de homens e mulheres.

O ajuste da empunhadura foi registrado na ficha de dados antropométricos com o auxílio do paquímetro. O sistema é sensível a forças de tração que atuam no plano ortogonal ao que contêm as empunhaduras.

Para a aquisição e armazenamento dos dados foi utilizado o programa desenvolvido pelo Laboratório de instrumentação-LABIN intitulado “Força de preensão manual”, contruído em linguagem C++ que utiliza a porta paralela do computador para a aquisição dos dados.

iv) Softwares para tratamento matemático e estatístico dos dados

Foram utilizados dois tipos de *software* para o tratamento matemático e estatístico dos dados. Para o tratamento matemático foi utilizado o programa Origin 7.5[®] for Windows. O tratamento estatístico será realizado no software programa SPSS[®] 14.0.

3.4 PROCEDIMENTOS DE COLETA DE DADOS

A coleta de dados do estudo foi realizada em locais diferentes como centros de atividades e estudos com idosos que realizam ou não exercícios físicos da Grande Florianópolis. As coletas foram realizadas por uma equipe de pesquisa composta de alunos dos cursos de fisioterapia dos cursos da UDESC e UNISUL, alunos regulares do Mestrado em Ciências do Movimento Humano e um fisioterapeuta responsável habilitado para a realização das mesmas.

O procedimento de coleta foi padronizado pelo treinamento da equipe de coleta, cabendo a cada integrante uma função. Os alunos do curso de Fisioterapia da UDESC e UNISUL foram selecionados para a realização da aferição dos sinais vitais, ficha de anamnese e avaliação funcional.

Os alunos do mestrado foram responsáveis pelas coletas relacionadas às medições antropométricas e de força de preensão manual. Todas as coletas foram padronizadas e realizadas pelas mesmas pessoas.

Após a aprovação do projeto pelo Comitê de Ética de Pesquisa em Seres Humanos da UNISUL (anexo 3) foi realizado o contato com os sujeitos responsáveis pelos grupos de atividade e estudo do idoso e com os profissionais e estes indicaram quais eram os sujeitos com o perfil adequado para participar do estudo. Após a aceitação do convite e assinatura do termo de consentimento livre e esclarecido (anexo 4), foram combinados o dia e o horário para as avaliações e coletas. Os procedimentos de coleta de dados foram explicados aos sujeitos e houve um tempo de adaptação do indivíduo ao dinamômetro. Este procedimento foi realizado com o intuito de facilitar a compreensão do processo de pesquisa e ajuste da empunhadura.

Todos os procedimentos de coleta foram realizados em seqüência e no mesmo período de coleta. Alguns cuidados na coleta foram verificados como: não ter realizado o exercício físico antes da coleta (será aceito o indivíduo que realizou exercício físico a mais de 12 horas); a ordem das coletas de força isométrica foi mão dominante e após não-dominante (foi determinado pelo pesquisador para facilitar o armazenamento dos dados no programa); os indivíduos foram orientados a não interromper a respiração no momento da coleta (valsalva).

3.4.1 – Cadastro, anamnese e avaliação funcional (etapa 1)

A primeira etapa das coletas foi composta do preenchimento da ficha de cadastro e anamnese (anexo 1) por meio de entrevista realizada pela equipe de pesquisa, para registro dos dados pessoais, controle dos critérios de inclusão dos indivíduos na pesquisa e da prática de exercício físico regular. Após a entrevista, foram coletados os dados referentes a avaliação funcional das mãos dos indivíduos adaptados segundo Magee (2005).

Nesta etapa os indivíduos ficaram sentados com os ombros em posição de repouso ao lado do tronco com os cotovelos em flexão e punhos e mãos livres para a realização da avaliação funcional.

3.4.2 - Avaliação de medidas fisiológicas e antropométricas (etapa 2)

Na segunda etapa, os indivíduos foram submetidos a avaliações antropométricas fisiológicas e os valores foram registrados em uma ficha de avaliação de medidas fisiológicas e antropométricas (anexo 2).

Primeiramente, foram realizadas as seguintes medidas antropométricas, segundo os seguintes autores Anakwe e Huntley e Mceachan (2007); Boadella et al, (2005) :

- Medidas da mão: Comprimento longitudinal (figura 8A) (linha pisiforme até a ponta do dedo médio); comprimento transversal (figura 8B) (com dedos abduzidos, medida da ponta do dedo mínimo à ponta do polegar) BOADELLA et al, (2005).

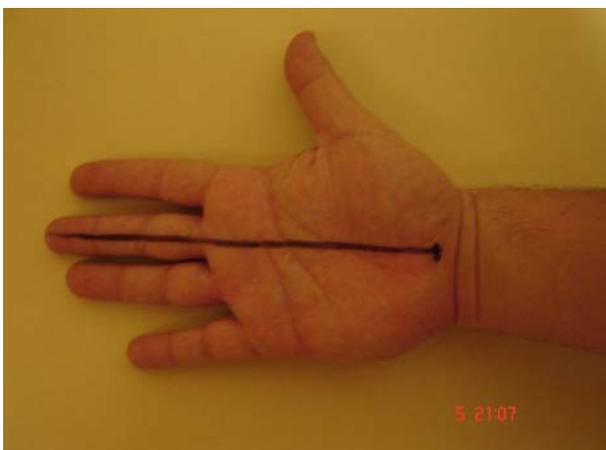


Figura 8: Representação da medida do comprimento longitudinal da mão.

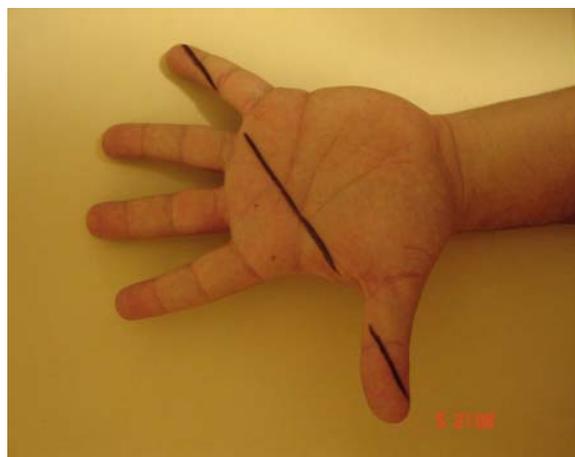


Figura 9 –Representação da medida do comprimento transversal da mão.

A avaliação fisiológica foi composta de frequência cardíaca (FC) e pressão arterial (PA). Para esta avaliação os sujeitos foram orientados a sentar e foi esperado o tempo de 5 minutos para a realização das medições. Foram realizadas duas verificações de FC e PA, a primeira coleta foi mensurada momentos antes da coleta e a segunda após o término da última coleta de força. Este procedimento de monitoramento dos sinais vitais está de acordo com os cuidados referentes em coletas de força. Segundo Smith e Lukens (1983) a realização da contração isométrica pode gerar aumento da frequência cardíaca e pressão arterial principalmente em pessoas descondicionadas fisicamente.

3.4.3 – Protocolo de medida da força de preensão manual (Etapa 3)

Após estas etapas, foi medida a força de preensão manual isométrica como os sujeitos. O protocolo de coleta de dados foi adaptado dos trabalhos de HILLMAN et al (2005);

FREDERIKSEN et al (2006); DESROSIERS et al (1997); WATANABE et al (2005). Segundo estes autores alguns cuidados e procedimentos deverão ser seguidos como o posicionamento do cotovelo, punho e mão e o número de repetições para a verificação de força.

Os sujeitos foram instruídos a respeito da coleta, o tempo de prensão, a postura adotada e a respiração durante a coleta. Antes de iniciar a força de prensão manual foi orientada uma série de exercícios para um pequeno aquecimento com o objetivo de proporcionar a ativação neuromuscular, melhora da circulação sanguínea e do metabolismo e uma adaptação do sujeito ao dinamômetro, onde o avaliado segurou e testou a empunhadura no instrumento. De acordo com Robergs e Roberts (2002) o aquecimento possibilita uma melhora nos resultados nos testes para aptidão física de força. Este breve aquecimento é composto por movimentos circulatorios, ativos de flexão, extensão de punho e movimentos ativos de mão e dedos como abrir e fechar as mãos. A intensidade e o volume não foi controlado e a duração dos movimentos de aquecimentos terá em média 2 minutos.

O posicionamento dos sujeitos durante a avaliação da força de prensão foi baseado no protocolo de avaliação da Sociedade Americana de Terapia da Mão (BOHANNON, 1991 apud HAIDAR et. al, 2004) e Ruiz-Ruiz (2002) o qual é realizado com o sujeito sentado, o cotovelo mantendo um ângulo de 90°, com três empunhaduras possíveis de 5.5, 4.5, 4 cm, com antebraço em meia pronação e punho neutro, podendo movimentá-lo até 30° graus de extensão e com leve desvio ulnar. O braço do sujeito ficou suspenso no ar, o avaliador verificará durante todo o teste a manutenção da posição do braço e tronco do sujeito figura 9. O tronco do sujeito deverá estar entre 90° graus e 110° graus de flexão em relação ao quadril.

O ombro ficou na posição de repouso ao lado do tronco com o pesquisador. A posição do cotovelo foi verificada com o auxílio do goniômetro, este ângulo será mensurado, pois nas coletas foram encontradas diversos modelos de cadeiras com encostos com diferentes angulações.



Figura 10- Representação da posição das coletas de força de preensão manual.



Figura 11- Referente ao posicionamento dos indivíduos em frente ao computador para o *feedback* visual durante a coleta de preensão manual.



Figura 12- Representação do suporte desenvolvido para as coletas com o dinamômetro.

Os sujeitos ficaram em frente à tela de um computador colocado sobre uma mesa no ângulo de visão do avaliado com os dois pés no chão e encostados na cadeira, onde o programa gerou os comandos de início e final da coleta conforme a figura 11.

Para que as medidas das angulações adotadas em ombro e cotovelo fossem mantidas, foi desenvolvido um suporte regulável para o dinamômetro e este é regulado antes do início das coletas conforma a figura 12.

Antes do teste, os avaliadores explicaram a necessidade aos indivíduos avaliados após a visualização do comando “PRESSIONE” na cor verde figura 13 e deverão realizar o máximo de força possível durante o tempo estipulado de 30s até o comando de “PARE” na cor vermelha figura 14. Ante do início da realização da força de preensão manual foi dado o seguinte comando verbal: “Faça o máximo de força que a senhor (a) puder quando aparecer o comando pressione em verde embaixo da tela e mantenha pressionado até aparecer o comando pare em vermelho”. Durante o teste os avaliadores ficaram em silêncio, somente intervindo se ocorresse algum erro de coleta, posicionamento do sujeito ou alteração de dor ou desconforto nas mãos. Este protocolo de teste foi determinado pelos pesquisadores.

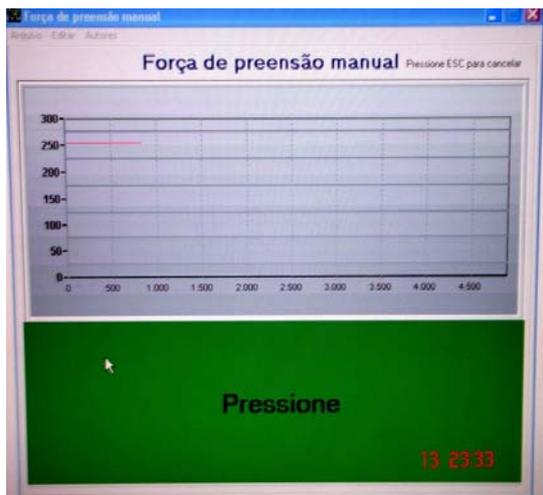


Figura 13- Representação do momento no qual o indivíduo deverá iniciar a prensão manual e permanecer por 30 segundos.

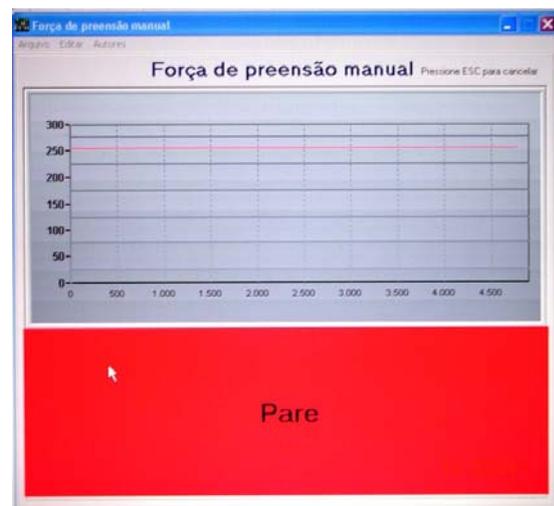


Figura 14 - Representação do momento no qual o indivíduo deverá interromper a força de prensão manual

O protocolo de coleta de dados da força de prensão manual consistiu em permanecer realizando o máximo de força possível durante 30 s. A frequência de aquisição utilizada no teste será de 100 Hz. O tempo de coleta está de acordo com Nicolay e Walker (2005) que estimaram o tempo de coleta de prensão manual de força, resistência e as variações antropométricas e diferenças entre os gêneros em seus estudos.

De acordo com Innes (1999) em seu estudo de revisão verificou que os tempos de coleta podem ser de 3, 6, 10 ou 30 segundos e neste estudo foi utilizado o tempo de 30 segundos em virtude do idoso apresentar lentificação dos movimentos e diminuição do tempo de reposta a um comando (KAUFFMAN, 2001).

O tempo necessário de coleta foi estipulado de acordo com os objetivos do estudo que foi analisar a força e o tempo na força de prensão manual no tempo. Foram realizadas medidas no membro superior direito e esquerdo em duas coletas para cada membro, com intervalo de no mínimo 5 minutos entre cada coleta. Foi utilizada a curva coletada força vs tempo que apresentou os maiores valores de força máxima $F_{(máx)}$. O intervalo entre as coletas com o mesmo membro foi determinado pelo tempo de recuperação neuromuscular necessário para a geração de outra força isométrica máxima.

A realização de apenas duas tentativas foi adotada por motivos de fadiga e geração de desconfortos articulares e musculares após a segunda tentativa nas coletas preliminares com os idosos. A escolha de apenas uma curva teve como critério a curva no qual o idoso apresentou a força de prensão máxima maior.

3.5 TRATAMENTO ESTATÍSTICO DOS DADOS

Segundo os objetivos específicos, verificou-se a existência de influência das variáveis independentes (prática de exercícios físicos e dominância de membros superiores) sobre os valores das variáveis dependentes (força e tempo de preensão manual) em mulheres. Os dados das variáveis de força e de tempo de preensão manual foram primeiramente testados quanto à distribuição normal, por meio do teste de Shapiro-Wik. Posteriormente, foram obtidas as medidas descritivas.

Para tanto, elaborou-se um delineamento de projeto fatorial, considerando uma variável independente entre grupos (prática de exercícios físicos) e uma independente dentro grupos (dominância de membros superiores). Em cada condição da variável “prática de exercícios físicos”, participou nove indivíduos diferentes como ilustrado na tabela 5.

Tabela 5: Alocação de participantes às condições do projeto entre participantes e dentro participantes.

			Dominância de membros superiores	
			Mão Dominante	Mão Não-dominante
Prática de exercícios físicos	de Praticantes		P ₁	P ₁
			P ₂	P ₂
			P ₃	P ₃
		
			P ₉	P ₉
			P ₁₀	P ₁₀
			P ₁₁	P ₁₁
			P ₁₂	P ₁₂
		
	P ₁₈	P ₁₈		
	Não-praticantes			
		P ₁₀	P ₁₀	
		P ₁₁	P ₁₁	
		P ₁₂	P ₁₂	
		
		P ₁₈	P ₁₈	

Para verificar as hipóteses, foi realizado um teste ANOVA 2x2 (entre e dentro participantes) para os dados das variáveis que apresentaram distribuição normal. As variáveis que apresentaram efeitos principais significativos, foram posteriormente submetidas a teste t para análise dos efeitos simples.

As variáveis que não apresentaram distribuição normal foram analisadas por testes não paramétricos. Nas comparações entre mão dominante e não-dominante, foi empregado o teste de Sinais em Postos de Wilcoxon. Para as comparações entre praticantes e não-praticantes, utilizou-se o teste U de mann-Whitney.

Para todos os testes estatísticos, empregou-se o software SPSS for Windows 14.0.

Para todos os testes foi empregado um nível de significância α de 0,05, considerando hipóteses bicaudais.

4 APRESENTAÇÃO E DISCUSSÃO DOS DADOS

Inicialmente serão apresentados os dados na forma descritiva das variáveis antropométricas (comprimento longitudinal, comprimento transversal e empunhadura) após serão abordados os dados referentes as variáveis da curva força vs tempo da preensão manual nos grupos masculino e feminino praticantes de exercício físico regular e não praticantes. Após esta etapa serão realizadas as comparações entre os grupos em relação à dominância, ao sexo e exercício físico regular.

Os sujeitos participantes deste estudo foram idosos com 60 anos completos ou mais que praticam e não praticam exercícios físicos regular em um total de 36 idosos. Apresentaram as seguintes as medidas descritivas de acordo com a tabela 6.

Tabela 6 : Descrição dos grupos participantes com número de participantes por grupo, empunhadura e médias de idade por grupo.

Gênero/ praticantes ou não de exercício físico regular	Número de participantes	Empunhadura**	Idade		
			\bar{X}	S	S ²
Mulheres praticantes Ex*	9	4,5	64,4	4,58	21
Mulheres não praticantes Ex	9	5	68,7	14,19	71
Homens praticantes Ex	9	5,5	67,56	7,33	53,77
Homens não praticantes Ex	9	5,5/5,0	69	4,5	20,25

*Exercício físico regular

** A moda dos valores lidos

Os dados da empunhadura visualizados na tabela 6 tem um tendência a ser maior em homens. Este fato pode ser entendido devido ao fato do grupo de idosos do sexo masculino apresentarem as variáveis antropométricas de comprimento longitudinal e transversal maiores que das mulheres. A empunhadura é alvo de estudos por vários autores e não há um consenso sobre se há diferença entre elas e o quanto é maior em homens. Isto dificulta por exemplo a padronização das coletas e a normalização dos dados. De acordo com Ruiz-Ruiz (2002) em seu trabalho esclarece que há grande dificuldade nos tamanhos adequados de empunhadura para a maior geração de força em homens e mulheres. Adicionalmente relata para mulheres as medidas da mão podem influenciar nos tamanhos da empunhadura e em homens em seu trabalho o tamanho da mão parece não influenciar no tamanho da empunhadura.

De acordo com Boadella et al (2005) as medidas da mão como o comprimentos podem ter relação com a escolha de uma empunhadura maior ou menor. Acredita-se que a escolha de uma das três empunhaduras tenha relação com a adaptação ao instrumento e ao maior ou menor tamanho das mãos entre homens e mulheres.

De acordo com a tabela 6, as idosas praticantes e não praticantes de exercício físico regular apresentaram respectivamente a média de idade de $64,4 \pm 4,58$ anos e $68,7 \pm 14,19$ anos e os homens praticantes e não praticantes apresentaram respectivamente a média de $67,5 \pm 7,33$ anos e $69 \pm 4,5$ anos com suas médias de idade sendo que todos os grupos foram selecionados de acordo com os critérios da OMS que define idoso aquela pessoa que apresentar 60 anos completos isto em países em desenvolvimento já em países desenvolvidos a idade é de 65 anos (MAZO e LOPES e BENEDETTI, 2001).

A idade é um fator importante para a análise da força, pois a maioria dos estudos com idoso e força está relacionada às perdas na força de preensão manual por década de vida com citam os trabalhos de Frederiksen et al (2006); Desrosiers et al (1999); Desrosiers et al (1997). Os autores em seus trabalhos buscam o entendimento sobre como acontece o decréscimo da força em adultos e idosos de ambos os sexos e as possíveis diferenças entre homens e mulheres. Como o objetivo de facilitar o entendimento do trabalho a apresentação dos resultados divididos em mulheres e homens.

4.1 Análise descritiva das variáveis antropométricas, de força e de tempo de força de preensão manual em mulheres

4.1.1 Variáveis antropométricas

As variáveis antropométricas verificadas nas mulheres foi o comprimento longitudinal e o comprimento transversal de ambas as mãos. As medidas nas mulheres foram coletas na unidade de cm e divididas em dominantes e não-dominantes acordo com a tabela 7.

Tabela 7: Representação descritiva das variáveis antropométricas em médias de mulheres praticantes e não praticantes de exercício físico regular.

Prática de exercício físico (praticantes/não-praticantes)	Dominância (dominante/não dominante)	Variáveis (cm)	Medida descritiva				
			\bar{x}	S	S ²	Intervalo de Confiança (95%)	
						Limite inferior	Limite superior
Praticantes	Dominante	Comprimento longitudinal	17,44	3,62	13,11	14,66	20,22
		Comprimento transversal	21,16	1,62	2,62	19,92	22,41
	Não Dominante	Comprimento longitudinal	17,43	3,62	13,13	14,64	20,21
		Comprimento transversal	21,21	1,54	2,37	20,02	22,39
Não-praticantes	Dominante	Comprimento longitudinal	17,77	0,66	0,44	17,21	18,33
		Comprimento transversal	20,65	1,14	1,30	19,69	21,60
	Não Dominante	Comprimento longitudinal	18,17	0,88	0,78	17,43	18,91
		Comprimento transversal	21,08	1,29	1,66	20	22,16

Na tabela 7, observa-se que houve diferença entre os valores do comprimento transversal e do comprimento longitudinal, sendo o comprimento transversal maior em ambas as mãos nos grupos de mulheres praticantes e não praticantes de exercício físico regular visualizado no gráfico 2 abaixo.

No gráfico 2, observa-se que os dados do comprimento longitudinal estão menos dispersivos em comparação aos dados do comprimento transversal em ambas as mãos e em

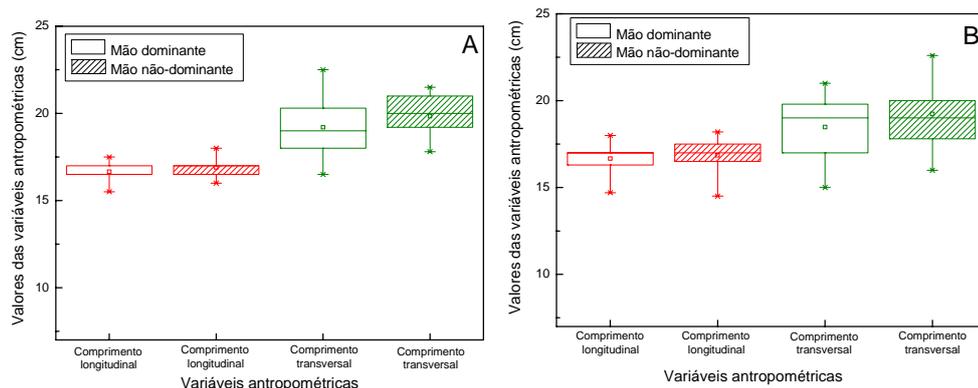


Gráfico 2-Representação gráfica em diagrama de caixas das variáveis antropométricas (comprimento longitudinal e comprimento transversal) em mulheres. A) Praticantes B) Não-praticantes. todos os grupos.

Isto pode estar relacionado à diferença entre a forma que é realizada a medição antropométrica das duas medidas. O comprimento longitudinal é medido em repouso enquanto o comprimento transversal é medido pedindo para o sujeito realizar uma abdução máxima dos dedos. Esta abdução máxima pode ser influenciada e diminuída pelos encurtamentos musculares dos músculos intrínsecos das mãos e processos degenerativos decorrentes do histórico laboral de cada sujeito, aumentados pelo processo de envelhecimento no sistema músculo-esquelético (KAUFFMAN, 2001).

4.1.2 Variáveis de força e tempo de prensão manual

As variáveis de força de tempo da prensão manual são as Força máxima ($F_{m\acute{a}x}$), F final (F_{final}), decréscimo da força normalizada (%F), Instante do início da contração muscular (I_{CM}), Variação do tempo entre a força inicial e a força máxima (Δt). Na tabela 8 e no gráfico 4 abaixo são apresentados os valores encontrados das variáveis de força e tempo na força de prensão manual.

Tabela 8 : Representação descritiva das médias das variáveis de força e no tempo de mulheres praticantes e não praticantes de exercício físico regular.

Prática de exercício físico	Dominância	Variável	Medida descritiva				
			\bar{x}	S	S ²	Intervalo de Confiança (95%)	
						Limite inf	Limite sup
Praticantes	Dominante	Força máxima (N)	106,41	4,86	23,62	89,91	122,86
		Força Final (N)	67,47	4,31	18,63	52,83	82,07
		Decréscimo de força total (%)	158,23	14,73	217,4	108,30	208,19
		Tempo inicial da contração muscular (s)	0,49	0,21	0,04	0,33	0,66
		Variação do tempo (t _{fmax} -t _{finitial}) (s)	3,03*			0,83	5,23
	Não Dominante	Força máxima (N)	101,95	6,10	37,21	81,27	122,64
		Força Final (N)	62,04	4,83	23,40	45,64	78,45
		Decréscimo de força total (%)	170	11,01	123,27	132,38	207,66
		Tempo inicial da contração muscular (s)	0,48	0,24	0,059	0,29	0,67
		Variação do tempo (t _{fmax} -t _{finitial}) (s)	1,92*			1,13	2,72
Não-praticantes	Dominante	Força máxima (N)	73,47	4,30	18,50	58,91	88,06
		Força Final (N)	39,69	4,30	18,50	25,09	54,24
		Decréscimo de força total (%)	207,27	15,40	237,25	155,05	259,44
		Tempo inicial da contração muscular (s)	1,40	0,79	0,62	0,79	2
		Variação do tempo (t _{fmax} -t _{finitial}) (s)	4,47	5,04	25,42	0,59	8,35
	Não Dominante	Força máxima (N)	72,01	4,71	22,25	56,00	87,97
		Força Final (N)	32,81	4,58	21,02	17,24	48,33
		Decréscimo de força total (%)	245,46	24,28	590	163,12	327,79
		Tempo inicial da contração muscular (s)	0,97	0,62	0,39	0,48	1,45
		Variação do tempo (t _{fmax} -t _{finitial}) (s)	1,43	0,77	0,59	0,84	2,03

* Valor da mediana

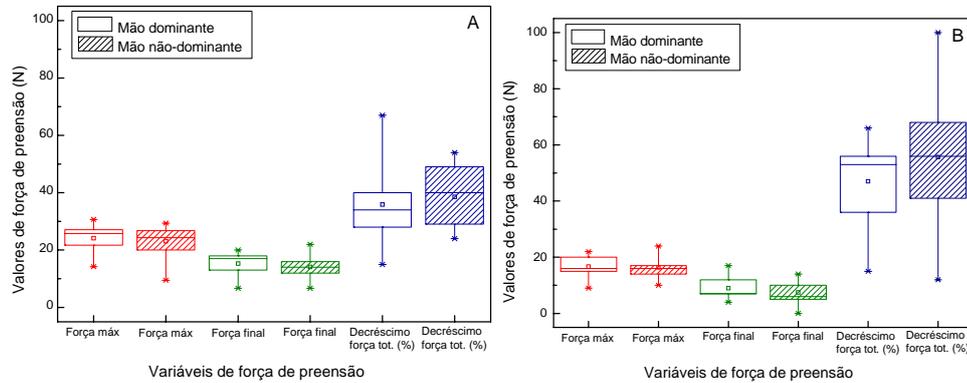


Gráfico 3 : Representação em diagrama de caixas das variáveis de força de preensão manual em mulheres praticantes e não-praticantes de exercício físico regular. A)Praticantes B) Não-praticantes.

De acordo com a tabela 8 no grupo das mulheres praticantes em relação a $F_{(máx)}$ existe uma tendência dos valores serem maiores do lado dominante e apresentar na variável (Δt) valores médios menores que a não-dominante. A variável $I_{(cm)}$ na mão dominante não há a tendência dos valores serem menores que do lado dominante. Na variável variação do tempo entre a força inicial e a força máxima (Δt) o lado não dominante apresenta valores médios menores que o lado dominante.

No grupo das mulheres não-praticantes em relação a $F_{(máx)}$ existe uma tendência dos valores médios da mão não-dominante serem próximos ao lado dominante e apresentar na variável (Δt) valores médios menores que a não-dominante. A variável $I_{(cm)}$ na mão não-dominante há a tendência dos valores serem menores que do lado dominante. Na variável variação do tempo entre a força inicial e a força máxima Δt o lado não dominante apresenta valores médios menores que o lado dominante.

De acordo com o gráfico 3, observa-se que nas variáveis $F_{(máx)}$ e $F_{(final)}$ em mãos dominante e não-dominantes valores pouco dispersivos em mulheres praticantes e não-praticantes de exercícios físicos. Nos valores de decréscimo da força (%F) observa-se que tanto na mão dominante como não-dominante os valores dispersos e com valores discrepantes acentuados.

O gráfico 4 mostra os valores das variáveis do tempo na preensão manual entre mulheres praticantes e não-praticantes,

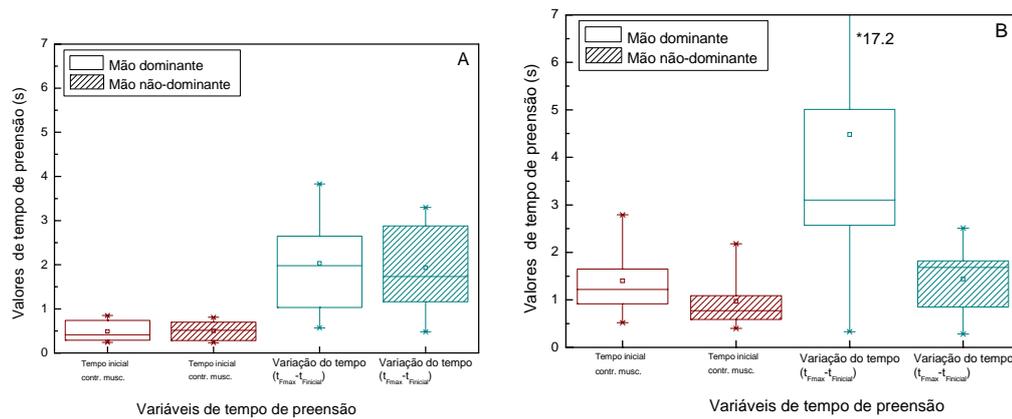


Gráfico 4 : Representação em diagramas em caixas das variáveis do tempo na prensão manual em mulheres praticantes e não-praticantes de exercício físico regular. A) Praticantes B) Não-praticantes

De acordo com o gráfico 4, observa-se que os valores das variáveis do tempo $I_{(cm)}$ em ambos grupos são poucos dispersos diferentemente dos dados relacionados a variável Δt que apresenta valores dispersos em um intervalo de dados maior com a presença de valores discrepantes.

No gráfico 5 pode se observar as diferenças entre as idosas que praticam e não praticam exercício físico regular.

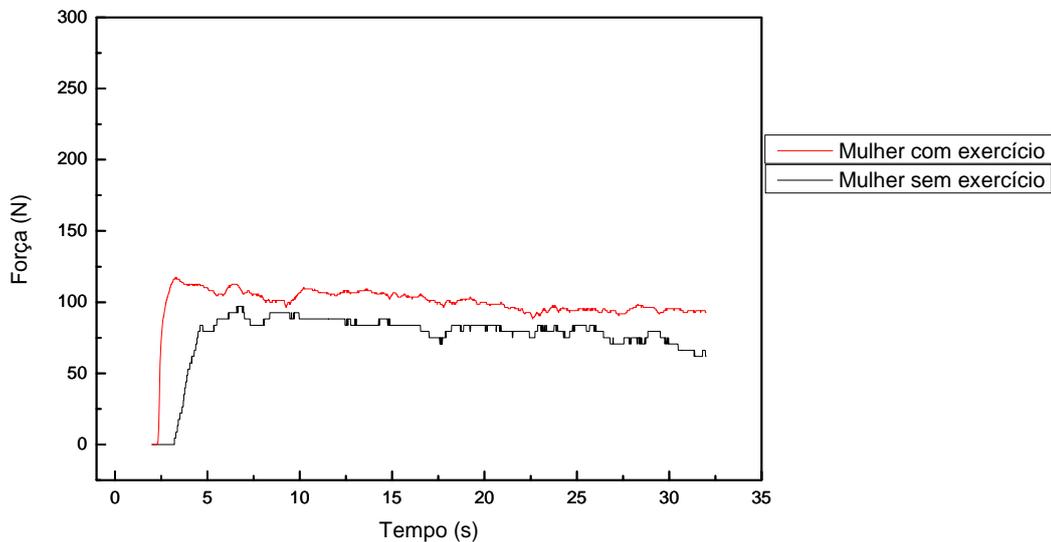


Gráfico 5: Representação das curvas com idosas que obtiveram em seus grupos os melhores resultados de força máxima.

Pode ser verificado no gráfico 5 que as idosas que obtiveram maiores valores de força máxima nos grupos de praticantes e não-praticantes apresentam as curvas de força x tempo diferenciadas no valor de força e tempo na prensão manual.

4.2 Testes de comparação entre grupos

Segundo os objetivos específicos, verificou-se a existência de influência das variáveis independentes (prática de exercícios físicos e dominância de membros superiores) sobre os valores das variáveis dependentes (força e tempo de prensão manual) em mulheres.

Para tanto, elaborou-se um delineamento de projeto conforme descrito no capítulo 3 (pág. 56). Para verificar as hipóteses, foi realizado um teste ANOVA 2x2 (Fatorial entre e dentro participantes) para os dados das variáveis que apresentaram distribuição normal. A variável Δt foi analisada por testes não paramétricos.

Testes paramétricos

Os resultados da *análise dos efeitos principais* das variáveis independentes sobre as variáveis de força e tempo de prensão manual, estão descritos na tabela 9.

Tabela 9: Resultados da ANOVA 2x2 para o grupo de mulheres .

Variáveis dependentes	Variáveis independentes	F	p	η^2
F _{máx} (N)	Dominância	0,886	0,360	0,052
	Prática de exercício	9,896	0,006	0,382
	Dominância x Prática de exercício	0,225	0,641	0,014
F _{final} (N)	Dominância	2,695	0,120	0,144
	Prática de exercício	10,959	0,004	0,407
	Dominância x Prática de exercício	0,039	0,846	0,002
% F	Dominância	2,296	0,149	0,125
	Prática de exercício	3,913	0,065	0,197
	Dominância x Prática de exercício	0,643	0,434	0,039
I _{cm} (s)	Dominância	2,060	0,170	0,114
	Prática de exercício	11,689	0,004	0,422
	Dominância x Prática de exercício	2,332	0,146	0,127

O efeito principal da variável dominância sobre a variável força máxima ($F_{\text{máx}}$) tem um valor de F (0,886) com uma probabilidade de significância de 0,360 ($p > \alpha$); sobre a força final (F_{final}) tem um valor de F (2,695) com uma probabilidade de significância de 0,120 ($p > \alpha$); sobre o decréscimo da força normalizada (%F) tem um valor de F (2,296) com uma probabilidade de significância de 0,149 ($p > \alpha$); sobre o tempo da contração inicial (I_{CM}) tem um valor de F (2,060) com uma probabilidade de significância de 0,170 ($p > \alpha$). Ou seja, em todos os níveis combinados da variável prática de exercício (praticantes e não-praticantes), não há diferenças estatisticamente significativas entre as médias da mão dominante e não-dominante nas variáveis $F_{(\text{max})}$, $F_{(\text{final})}$, %F e $I_{(\text{CM})}$.

O efeito principal da variável prática de exercício sobre a variável força máxima ($F_{\text{máx}}$) apresentou um valor de F (9,896) com uma probabilidade de significância de 0,006 ($p < \alpha$); sobre a força final (F_{final}) tem um valor de F (10,959) com uma probabilidade de significância de 0,004 ($p < \alpha$); sobre o decréscimo da força normalizada (%F) tem um valor de F (3,913) com uma probabilidade de significância de 0,065 ($p > \alpha$); e sobre o tempo da contração inicial (I_{cm}) tem um valor de F (11,689) com uma probabilidade de significância de 0,0004 ($p < \alpha$). Ou seja, em todos os níveis combinados da variável dominância (mão dominante e não-dominante), há diferenças estatisticamente significativas entre as médias das mulheres praticantes e não-praticantes, nas variáveis $F_{\text{máx}}$, F_{final} e I_{cm} . Não foram observadas diferenças estatisticamente sobre a variável %F.

O efeito principal da interação entre dominância e prática de exercício não apresentou significância, como pode ser verificado no gráfico 6.

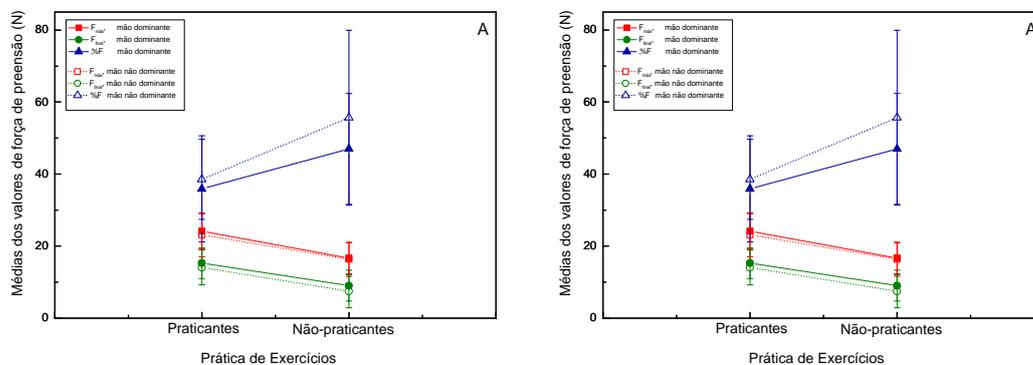


Gráfico 6-Representação das interações entre as variáveis dominância e prática de exercícios em mulheres praticantes e não-praticantes de exercício físico. A) Variáveis de força B) Variáveis de tempo.

As variáveis que apresentaram *efeitos principais* significativos, foram submetidas a testes t, para análise dos *efeitos simples*. Verificou-se se há diferenças entre as médias de mulheres praticantes e não praticantes de exercício. Na tabela 10 encontram-se os resultados dos testes t.

Tabela10: Resultados dos testes t para o grupo de mulheres para a verificação dos efeitos simples.

Variáveis dependentes	Condição	t	p
F _{máx} (N)	Mão Dominante	3,451	,003
	Mão não-dominante	2,641	,018
F _{final} (N)	Mão Dominante	3,101	,007
	Mão não-dominante	2,985	,009
I _(CM) (s)	Mão Dominante	-3,326	,004
	Mão não-dominante	-2,135	,049

Observa-se na tabela 10 que para todas as condições o $p < (0,005)$. O efeito simples de todas as condições (praticantes/não-praticantes) da variável prática de exercício na condição mão dominante, tem um valor para $F_{(máx)}$ de $t=3,451$, com uma probabilidade de significância de 0,003 ($p < \alpha$); para $F_{(final)}$ $t=3,101$, com uma probabilidade de significância de 0,007 ($p < \alpha$); e de $I_{(CM)}$ de $t=-3,326$, com uma probabilidade de significância de 0,004 ($p < \alpha$). Ou seja, existe diferença significativa nas médias das variáveis $F_{(max)}$, $F_{(final)}$ e I_{CM} medidas na mão dominante entre mulheres que praticam e não praticam exercício.

O efeito simples de todas as condições (praticantes/não-praticantes) da variável prática de exercício na condição mão não dominante, tem um valor para $F_{(máx)}$ de $t=2,641$, com uma probabilidade de significância de 0,018 ($p < \alpha$); para $F_{(final)}$ $t=2,985$, com uma probabilidade de significância de 0,009 ($p < \alpha$); e de $I_{(cm)}$ de $t=-2,135$, com uma probabilidade de significância de 0,049 ($p < \alpha$). Ou seja, existe diferença significativa nas médias das variáveis $F_{máx}$, F_{final} e I_{cm} medidas na mão dominante e não-dominante entre mulheres que praticam e não praticam exercício.

Testes não paramétricos

De acordo com os testes de normalidade de Shapiro Wilk, os dados da variável Δt não apresentaram distribuição normal. Logo, realizaram-se testes comparativos não paramétricos. Primeiro, realizou-se a comparação entre os grupos dominante/não dominante (Teste dos Sinais em Postos de Wilcoxon) no grupo de praticantes de exercício. Depois,

realizou-se a mesma comparação no grupo de não-praticantes de exercício. Os resultados, podem ser observados na tabela 11.

Tabela11: Resultados do teste de Sinais em Postos de Wilcoxon, comparando dominância no grupo de mulheres

Variáveis dependentes	Condição	Z	P
Variação de tempo (s)	Praticantes	-1,362	,173
	Não-Praticantes	-2,310	,021

No grupo dos praticantes, verificou-se um valor da estatística Z (-1,362) com uma probabilidade de significância de 0,173 ($p > \alpha$). No grupo dos não-praticantes, verificou-se um valor da estatística Z (-2,310) com uma probabilidade de significância de 0,021 ($p < \alpha$). Ou seja, existe diferença significativa entre as medianas da variável Δt entre mão dominante e não dominante somente no grupo dos não- praticantes.

Em uma segunda etapa, realizou-se a comparação entre os grupos praticantes/não-praticantes, na condição mão dominante e depois na condição mão não- dominante empregando o teste U de Mann-Whitney. Os resultados, podem ser observados na tabela 12.

Tabela 12 Resultados do teste de U de Mann-Whitney, comparando grupo de praticantes e não-praticantes.

Variáveis dependentes	Condição	U	p
Variação de tempo (s)	Praticantes	32,000	0,453
	Não-Praticantes	28,000	0,270

Na medidas da mão dominante, verificou-se um valor da estatística U (32,000) com uma probabilidade de significância de 0,453 ($p > \alpha$). Nas medidas da mão não dominante, verificou-se também um valor da estatística U (28,000) com uma probabilidade de significância de 0,270 ($p > \alpha$). Ou seja, que não existe diferença significativa entre as medianas da variável Δt entre mulheres praticantes e não praticantes de exercício independentemente da dominância de mão.

4.3 Análise descritiva das variáveis antropométricas, de força e de tempo de força de preensão manual em homens.

4.3.1 Variáveis antropométricas

As variáveis antropométricas verificadas nos homens foi o comprimento longitudinal e o transversal de ambas as mãos. As medidas nos homens foram coletadas na unidade de cm e divididas em dominantes e não-dominantes acordo com a tabela 13.

Tabela 13: Representação descritiva das variáveis antropométricas em médias de homens praticantes e não praticantes de exercício físico regular.

Prática de exercício físico (praticantes/não-praticantes)	Dominância (dominante/não dominante)	Variáveis (cm)	Medida descritiva				
			\bar{x}	S	S ²	Intervalo de Confiança (95%)	
						Limite inferior	Limite superior
Praticantes	Dominante	Comprimento longitudinal	17,44	3,62	13,11	14,66	20,22
		Comprimento transversal	21,16	1,62	2,62	19,92	22,41
		Empunhadura	5,4				
	Não Dominante	Comprimento longitudinal	17,43	3,62	13,13	14,64	20,21
		Comprimento transversal	21,21	1,54	2,37	20,02	22,39
		Empunhadura	5,18				
Não-praticantes	Dominante	Comprimento longitudinal	17,77	0,66	0,44	17,21	18,33
		Comprimento transversal	20,65	1,14	1,30	19,69	21,60
		Empunhadura					
	Não Dominante	Comprimento longitudinal	18,17	0,88	0,78	17,43	18,91
		Comprimento transversal	21,08	1,29	1,66	20	22,16
		Empunhadura					

Na tabela 13, observa-se que houve diferença entre os valores do comprimento transversal e do comprimento longitudinal, sendo o comprimento transversal maior em ambas as mãos nos grupos homens praticantes e não praticantes de exercício físico regular visualizado no gráfico 7.

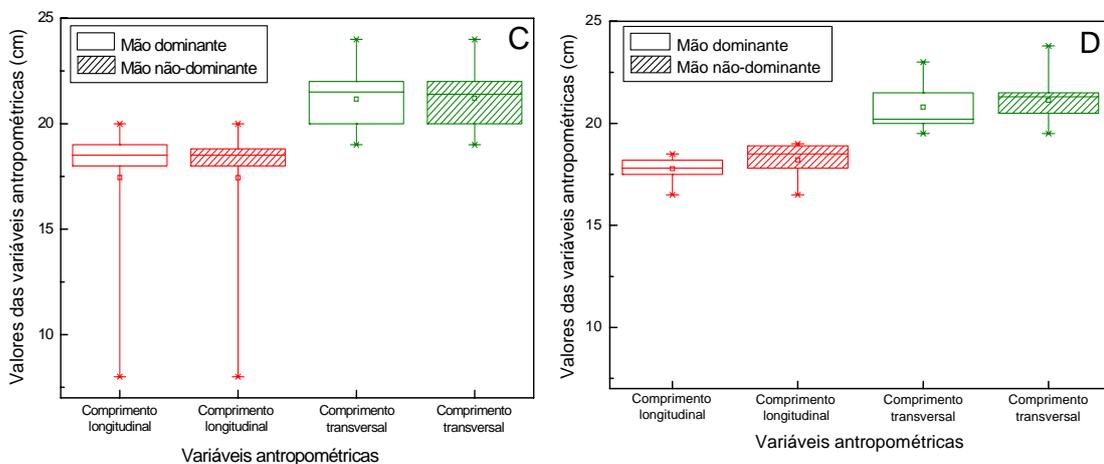


Gráfico 7 : Representação gráfica das médias das variáveis antropométricas (comprimento longitudinal e comprimento transversal) em homens. A) Praticantes B) Não-praticantes

Observa-se no gráfico 7 que os valores da variável comprimento longitudinal são menos dispersos que os valores da variável comprimento transversal em ambos grupos de praticantes e não-praticantes. O valor do comprimento longitudinal dos sujeitos apresenta valores discrepantes. O valor se mantém maiores no comprimento transversal em relação ao comprimento longitudinal em ambos os grupos.

4.3.2 Variáveis de força e tempo de preensão manual

As variáveis de força de tempo da preensão manual são as Força máxima ($F_{m\acute{a}x}$), F final (F_{final}), decréscimo da força normalizada (%F), Instante do início da contração muscular (I_{CM}), Variação do tempo entre a força inicial e a força máxima (Δt). Na tabela 14 e no gráfico 8 abaixo são apresentados os valores encontrados das variáveis de força e tempo na força de preensão manual.

Tabela 14 : Representação descritiva das variáveis médias de força e no tempo de homens praticantes e não praticantes de exercício físico regular.

Prática de exercício físico	Dominância	Variável	Medida descritiva				
			\bar{x}	S	S ²	Intervalo de Confiança (95%)	
						Limite inferior	Limite superior
Praticantes	Dominante	Força máxima (N)	167,05	8,05	64,86	139,75	194,34
		Força Final (N)	108,26	6,96	48,53	84,67	131,90
		Decréscimo de força total (%)	157,26	7,12	50,75	133,13	181,42
		Tempo inicial da contração muscular(s)	0,52	0,43	0,19	0,18	0,85
		Variação do tempo (tfmax-tfinicial) (s)	1,78	0,91	0,83	1,07	2,48
	Não Dominante	Força máxima (N)	159,73	9,32	0,86	128,11	191,08
		Força Final (N)	103,85	7,96	59,27	77,74	129,96
		Decréscimo de força total (%)	156,29	8,69	75,52	126,83	185,74
		Tempo inicial da contração muscular(s)	0,46	0,17	0,02	0,33	0,59
		Variação do tempo (tfmax-tfinicial) (s)	2,22	1,89	3,57	0,77	3,67
Não-praticantes	Dominante	Força máxima (N)	151,88	4,63	21,52	167,62	302,52
		Força Final (N)	86,70	5,62	30,50	105,44	151,11
		Decréscimo de força total (%)	186,67	15,16	230	238,09	300,56
		Tempo inicial da contração muscular(s)	1,25	1,38	1,91	0,19	2,31
		Variação do tempo (tfmax-tfinicial) (s)	3,13	2,24	5,05	1,40	4,96
	Não Dominante	Força máxima (N)	139,62	5,76	33,25	159,15	266,85
		Força Final (N)	66,15	4,80	23,25	82,46	110,64
		Decréscimo de força total (%)	219,97	21,63	467,86	293,30	325,94
		Tempo inicial da contração muscular(s)	0,65	0,49	0,24	0,27	1,03
		Variação do tempo (tfmax-tfinicial) (s)	1,69	1,67	2,80	0,40	2,98

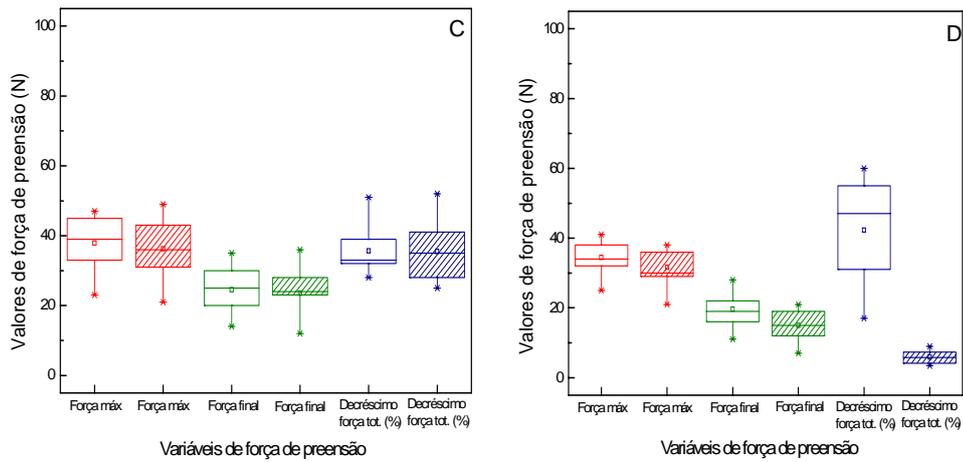


Gráfico 8 : Representação em diagrama de caixas das variáveis de força de preensão manual em homens praticantes e não-praticantes de exercício físico regular. A)Praticantes B) Não-praticantes.

De acordo com a tabela 14 os valores médios de força máxima e força final entre membros dominante e não-dominante apresentam uma tendência de ser maior no grupo de praticantes de exercício. A variável %F apresenta os valores mais dispersos das variáveis da força.

O gráfico 9 apresenta os dados das variáveis do tempo em homens praticantes e não praticantes.

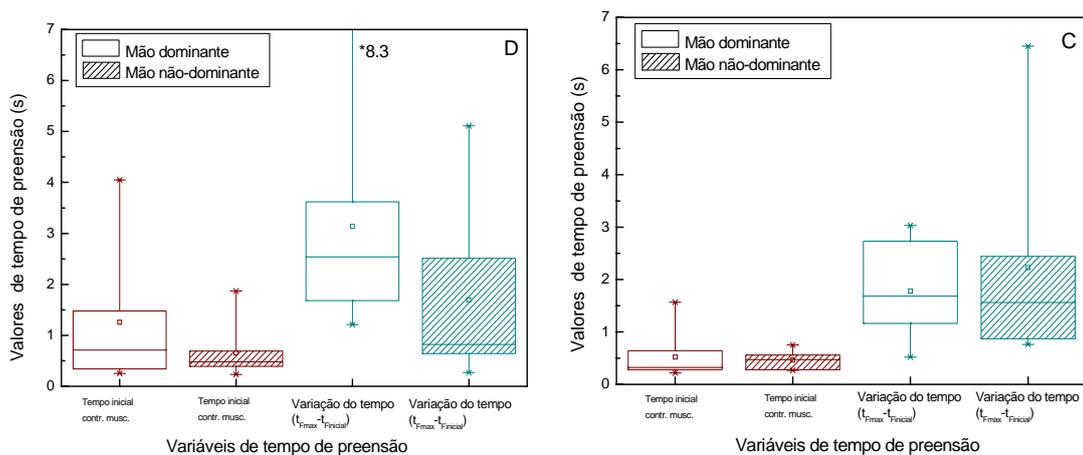


Gráfico 9-Representação em diagramas em caixas das variáveis do tempo na preensão manual em homens praticantes e não-praticantes de exercício físico regular. C) Praticantes D) Não-praticantes

De acordo com o gráfico 9, observa-se que os valores das variáveis do tempo Δt ambos grupos são mais dispersos em um intervalo de dados maior com a presença de valores discrepantes que os dados relacionados a variável I_{cm} que apresenta menos dispersos.

No gráfico 10 pode-se observar as diferenças entre os idosos que obtiveram os maiores valores de força máxima que praticam e não praticam exercício físico regular.

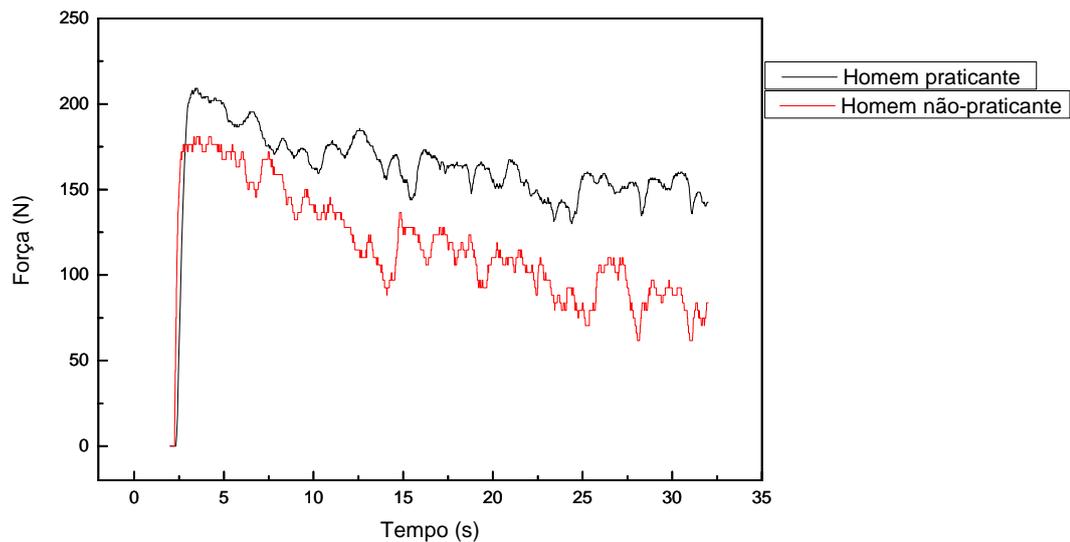


Gráfico 10: Representação das curvas com idosos que obtiveram em seus grupos os melhores resultados de força máxima.

Pode ser verificar no gráfico 10 que os idosos que obtiveram maiores valores de força máxima nos grupos de praticantes e não-praticantes apresentam as curvas de força x tempo diferenciadas no valor de força máxima mas os valores temporais semelhantes na prensão manual.

No gráfico 11 são apresentadas as curvas de força X tempo nos homens e mulheres praticantes e não-praticantes de exercícios físicos regulares que obtiveram os melhores resultados de força máxima.

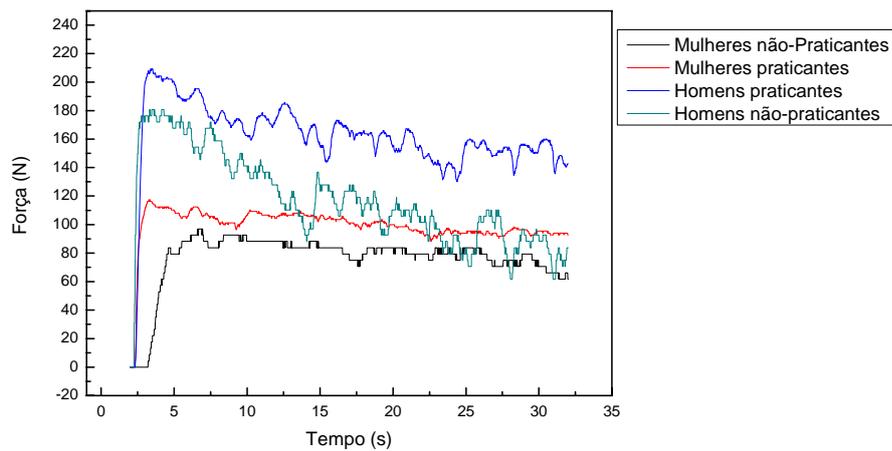


Gráfico 11: Representação das curvas com homens e mulheres praticantes e não-praticantes que obtiveram em seus grupos os melhores resultados de força máxima.

4.4 Testes de comparação entre grupos

Segundo os objetivos específicos, verificou-se a existência de influência das variáveis independentes (prática de exercícios físicos e dominância de membros superiores) sobre os valores das variáveis dependentes (força e tempo de preensão manual) em homens.

Para tanto, elaborou-se um delineamento de projeto conforme descrito no capítulo 3 (pág 56). Para verificar as hipóteses, foi realizado um teste ANOVA 2x2 (Fatorial entre e dentre participantes) para os dados das variáveis que apresentaram distribuição normal. As variáveis IMC e Δt foram analisadas por testes não paramétricos.

Testes paramétricos

Os resultados da *análise dos efeitos principais* das variáveis independentes sobre as variáveis de força e tempo de preensão manual, estão descritos na tabela 15.

Tabela 15: Resultados da ANOVA 2x2 para o grupo de homens

Variáveis dependentes	Variáveis independentes	F	P	η^2
$F_{\text{máx}}$ (N)	Dominância	3,632	,075	,185
	Prática de exercício	1,581	,227	,090
	Dominância x Prática de exercício	,227	,640	,014
F_{final} (N)	Dominância	5,004	,040	,238
	Prática de exercício	6,130	,025	,277
	Dominância x Prática de exercício	2,095	,167	,116

% F	Dominância	1,297	,272	,075
	Prática de exercício	3,146	,095	,164
Dominância x Prática de exercício		1,459	,245	,084

Observa-se na tabela 15, que o efeito principal da variável dominância sobre a variável força máxima tem um valor de F (3,632) com uma probabilidade de significância de 0,075 ($p > \alpha$); sobre a variável força final tem um valor de F (5,004) com uma probabilidade de significância de 0,040 ($p < \alpha$); sobre a variável decréscimo da força total tem um valor de F (1,297) com uma probabilidade de significância de 0,272 ($p > \alpha$). Ou seja, em todos os níveis combinados da variável prática de exercício (mulheres praticantes e não-praticantes), não há diferenças estatisticamente significativas entre as médias da mão dominante e não-dominante nas variáveis $F_{(máx)}$ e %F. Foram encontradas diferenças significativas na variável $F_{(final)}$.

O efeito principal da variável prática de exercício sobre a variável força máxima tem um valor de F (1,581) com uma probabilidade de significância de 0,227 ($p > \alpha$); sobre a variável força final tem um valor de F (6,130) com uma probabilidade de significância de 0,025 ($p < \alpha$); sobre a variável decréscimo da força total tem um valor de F (3,146) com uma probabilidade de significância de 0,095 ($p > \alpha$). Ou seja, em todos os níveis combinados da variável dominância (mão dominante e não-dominante), não há diferenças estatisticamente significativas entre as médias dos homens praticantes e não-praticantes, nas variáveis $F_{(máx)}$, %F. Foram observadas diferenças estatisticamente significativas na $F_{(final)}$.

O efeito principal da interação entre dominância e prática de exercício não apresentou significância, como pode ser verificado no gráfico 12.

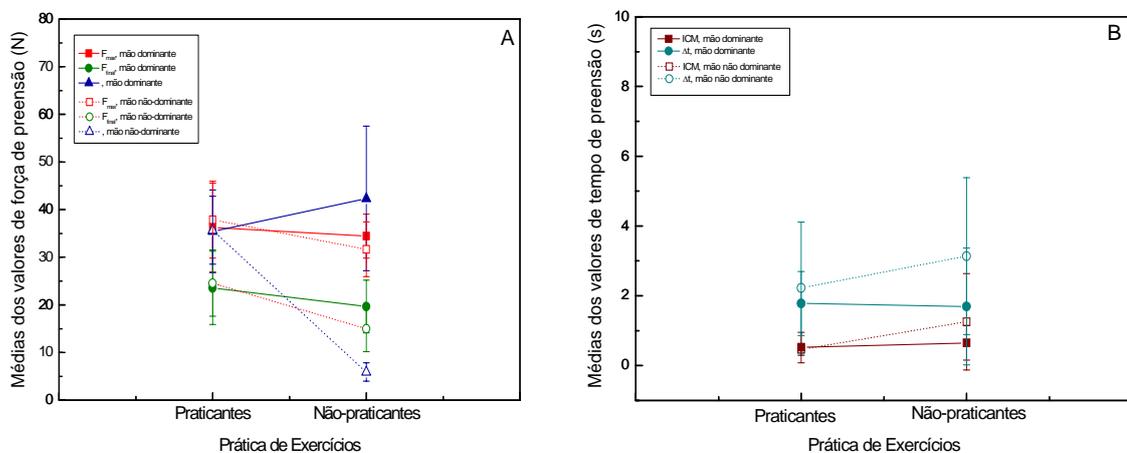


Gráfico 12- Representação das interações entre as variáveis dominância e prática de exercícios em homens praticantes e não-praticantes de exercício físico. A) Variáveis de força B) Variáveis de tempo

As variáveis que apresentaram *efeitos principais* significativos, foram submetidas a testes t, para análise dos *efeitos simples*. Verificou-se se há diferenças entre as médias de homens praticantes e não praticantes de exercício. Na tabela 16 encontram-se os resultados dos testes t.

Tabela16: Resultados dos testes t para o grupo de homens para a verificação dos efeitos simples

Variável dependente	Condição	t	p
F _{final} (N)	Praticantes	,456	,660
	Não-Praticantes	3,677	,006

O efeito simples de todas as condições (dominante/não-dominante) da variável dominância medidas no grupo de praticantes de exercício, tem um valor para F_{final} t=0,456, com uma probabilidade de significância de 0,660 ($p > \alpha$). Ou seja, não existe diferença significativa nas médias da variável F_(final) (medida na mão dominante) entre homens que praticam e não praticam exercício.

O efeito simples de todas as condições (dominante/não-dominante) da variável dominância medidas no grupo de praticantes de exercício, para F_(final) t=3,6770, com uma probabilidade de significância de 0,006 ($p < \alpha$); Ou seja, existe diferença significativa nas médias da variável F_(final) (medidas na mão não dominante) entre homens que praticam e não praticam exercício.

Tabela 17: Resultados do teste t independente para efeitos simples de todas as condições da variável prática de exercício em cada condição de dominância na variável F_(final).

Variável dependente	Condição	t	p
F _{final} (N)	Mão Dominante	1,650	,118
	Mão não-dominante	2,825	,012

O efeito simples de todas as condições (praticantes/não-praticantes) da variável prática de exercício na condição mão dominante, tem um valor para F_(final) t=1,650, com uma probabilidade de significância de 0,118 ($p > \alpha$). Ou seja, não existe diferença significativa nas médias da variável F_(final) (medida na mão dominante) entre homens que praticam e não praticam exercício.

O efeito simples de todas as condições (praticantes/não-praticantes) da variável prática de exercício na condição mão não dominante, para F_(final) t=2,985, com uma probabilidade de significância de 0,012 ($p < \alpha$); Ou seja, existe diferença significativa nas médias da variável F_(final) (medidas na mão não dominante) entre homens que praticam e não praticam exercício.

Testes não-paramétricos

Como os dados da variável $I_{(CM)}$ não apresentaram distribuição normal, realizaram-se testes comparativos não paramétricos. Primeiro, realizou-se a comparação entre os grupos mão dominante/mão não dominante (Teste dos Sinais em Postos de Wilcoxon) no Grupo de Praticantes de Exercício. Depois, realizou-se a comparação entre os grupos mão dominante/mão não dominante (Teste dos Sinais em Postos de Wilcoxon) no Grupo de Não-praticantes de Exercício.

Tabela 18: Resultados do teste de Sinais em postos de Wilcoxon, comparando a dominância.

Variáveis dependentes	Condição	Z	p
$I_{(CM)}$ (s)	Praticantes	-,356	,722
	Não-Praticantes	-1,481	,139

No grupo dos Praticantes, verificou-se um valor da estatística Z (-0,356) com uma probabilidade de significância de 0,722 ($p > \alpha$). No grupo dos não-praticantes, verificou-se um valor da estatística Z (-1,481) com uma probabilidade de significância de 0,139 ($p > \alpha$). Ou seja, não existe diferença significativa entre as medianas da variável I_{CM} entre mão dominante e não dominante, independentemente da prática de exercícios.

Em segundo lugar, realizou-se a comparação entre os grupos exercício / não exercício, na condição mão dominante (Teste U de Mann-Whitney). E depois, não- dominante (Teste U de Mann-Whitney).

Tabela 19: Resultados do teste de U de Mann-Whitney, comparando grupo de praticantes e não-praticantes

Variáveis dependentes	Condição	U	p
ICM (s)	Mão Dominante	25,000	,171
	Mão Não-dominante	33,500	,536

Na medidas da mão dominante, verificou-se um valor da estatística U (25,000) com uma probabilidade de significância de 0,171 ($p > \alpha$). Nas medidas da mão não dominante, verificou-se também um valor da estatística U (33,500) com uma probabilidade de significância de 0,536 ($p > \alpha$). Ou seja, que não existe diferença significativa entre as medianas da variável ICM entre mulheres praticantes e não praticantes de exercício, independentemente da dominância de mão.

Como os dados da variável Δt também não apresentaram distribuição normal, realizaram-se testes comparativos não paramétricos. Primeiro, realizou-se a comparação entre

os grupos mão dominante/mão não dominante (Teste dos Sinais em Postos de Wilcoxon) no Grupo de Praticantes de Exercício. Depois, realizou-se a comparação entre os grupos mão dominante/mão não dominante (Teste dos Sinais em Postos de Wilcoxon) no Grupo de Não-praticantes de Exercício.

Tabela 20: Resultados do teste de Sinais em Postos de Wilcoxon, comparando a dominância.

Variáveis dependentes	Condição	Z	p
Variação de tempo (s)	Praticantes	-,059	,953
	Não-Praticantes	-1,955	,051

No grupo dos Praticantes, verificou-se um valor da estatística Z (-0,059) com uma probabilidade de significância de 0,953 ($p > \alpha$). No grupo dos não-praticantes, verificou-se um valor da estatística Z (-1,955) com uma probabilidade de significância de 0,051 ($p > \alpha$). Ou seja, não existe diferença significativa entre as medianas da variável diferença de tempo entre mão dominante e não dominante independentemente da prática de exercícios físicos.

Em segundo lugar, realizou-se a comparação entre os grupos praticantes/não-praticantes exercício, na condição mão dominante (Teste U de Mann-Whitney). E depois, não-dominante (Teste U de Mann-Whitney).

Tabela 21: Resultados do teste de U de Mann-Whitney, comparando grupo de praticantes e não-praticantes.

Variáveis dependentes	Condição	U	p
Variação de tempo (s)	Mão Dominante	23,500	,133
	Mão não-dominante	27,000	,233

Na medidas da mão dominante, verificou-se um valor da estatística U (23,500) com uma probabilidade de significância de 133 ($p > \alpha$). Nas medidas da mão não dominante, verificou-se também um valor da estatística U (27,000) com uma probabilidade de significância de 233 ($p > \alpha$). Ou seja, que não existe diferença significativa entre as medianas da variável diferença de tempo entre homens praticantes e não praticantes de exercício, independentemente da dominância de mão.

Através dos resultados obtidos nos testes estatísticos foram feitas algumas constatações inicialmente no grupo dos homens e após nas mulheres.

Nos homens em relação a dominância dos membros superiores não há evidências suficientes para afirmar que a variável dominância tem influência sobre as variáveis $F_{(máx)}$, $F_{(final)}$, $\%F$ e $I_{(cm)}$. Na variável Δt teve influência significativa somente nos homens não praticantes.

Foi verificado que a prática de exercício físico regular tem influência significativa nas variáveis $F_{(máx)}$, $F_{(final)}$ e $I_{(cm)}$. E não há evidências suficientes para afirmar que a variável prática de exercícios tem influência na variável $\%F$ e Δt .

De acordo com as medidas descritivas apresentadas entre os grupos de homens que são praticantes e não-praticantes podemos afirmar para este estudo somente que na variável $F_{(máx)}$ as mulheres que praticam exercício físico regularmente apresentam em valores médios a $F_{(máx)}$ 30% maior que as mulheres que não praticam.

Em relação a $F_{(final)}$ no instante 30 s as mulheres que praticam exercício físico regularmente apresentam em valores médios aproximadamente 40% a mais de força que as mulheres que não-praticam exercício físico regular. Na variável $I_{(cm)}$ as mulheres que praticam exercício físico regularmente apresentam em valores médios uma resposta neuromuscular três vezes mais rápida.

Em virtude dos resultados obtidos pode-se sugerir que em mulheres idosas a prática do exercício físico regular influencia as variáveis de força e a resposta neuromuscular ao estímulo da contração muscular.

Nos homens não há evidências suficientes para afirmar que a variável dominância tem influência sobre as variáveis $F_{(máx)}$, $\%F$, $I_{(cm)}$ e Δt . Na variável força final foi verificada influência significativa da dominância somente nos não-praticantes.

Foi verificado que a prática de exercício físico tem influência significante nas variáveis $F_{(final)}$ somente na mão não dominante. E não há evidências suficientes para afirmar que a variável prática de exercícios tem influência nas variáveis $F_{(máx)}$, $\%F$, $I_{(cm)}$ e Δt .

5 CONSIDERAÇÕES FINAIS

Ao término deste trabalho algumas considerações podem ser realizadas, como que mulheres e homens idosos apresentaram diferentes resultados perante a prática ou não do exercício físico regular.

As mulheres são em maior quantidade nos grupos de estudo e atividade do idoso e praticam mais exercício físico. O exercício físico é a ferramenta mais importante para um envelhecimento saudável, pois como visto neste estudo há diferenças significativas em praticantes homens ou mulheres no sentido da resposta neuromotora como também na capacidade de gerar força máxima.

No idoso estes dois aspectos são de profunda importância para o sistema neuromuscular e para a sua qualidade de vida e independência funcional. Em virtude da diminuição de todos os processos biológicos durante a vida é na terceira idade que a possibilidade de acidentes se torna mais evidente como o risco de queda, queda de objetos seguros com os membros superiores.

A avaliação das condições funcionais e de força dos membros superiores é muito importante para boa qualidade de vida no idoso em virtude disto há várias correntes de prescrição de exercícios físicos para o idoso.

Nas mulheres foi verificado que a prática de exercício físico regular tem influência significativa nas variáveis $F_{(máx)}$, $F_{(final)}$ e $I_{(cm)}$. Em virtude dos resultados obtidos pode-se sugerir que em mulheres idosas a prática do exercício físico regular influencia as variáveis de força e a resposta neuromuscular ao estímulo da contração muscular.

Nos homens não há evidências suficientes para afirmar que a variável dominância tem influência sobre as variáveis $F_{(máx)}$, $\%F$, $I_{(cm)}$ e Δt . Na variável $F_{(final)}$ foi verificada a influência significativa da dominância somente nos não-praticantes.

Foi verificada que a prática de exercício físico tem influência significativa nas variáveis $F_{(final)}$ somente na mão não dominante. E não há evidências suficientes para afirmar que a variável prática de exercícios tem influência nas variáveis $F_{(máx)}$, $\%F$, $I_{(cm)}$ e Δt .

Para este estudo, as mulheres que praticam exercício físico regularmente apresentam as variáveis de força com menor decréscimo que as mulheres que não-praticam.

Foi verificado de forma subjetiva que os idosos que participaram do estudo apresentam diferenças principalmente as relacionadas ao entendimento e realização dos testes. Os idosos

praticantes de exercícios físicos regulares entendem melhor o processo de coleta e possivelmente a realizam de forma correta.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ALVES, R. V.; MOTA, J.; DA CUNHA COSTA, M.; ALVES, J. G. B. Aptidão física relacionada à saúde de idosos: influência da hidroginástica. **Rev Bras Med Esporte**, v. 10, n. 1, p. 31- 37, 2004.

AMADIO, A. C.; DUARTE, M. **Fundamentos biomecânicos para a análise do movimento humano**. São Paulo: EEFUSP, 1996.

AMADIO, A. C.; BARBANTI, V.J. **A biodinâmica do movimento humano e suas relações interdisciplinares**. São Paulo: Estação Liberdade, 2000.

AN, K. N.; CHAO, E. Y.; COONEY, W.P.; LINSCHIED, R.L. Forces in the normal and abnormal hand. **Journal of Orthopedic Research**, v. 3, p.202-211, 1985.

ANAKWE, R. E.; HUNTLEY, J. S.; MCEACHAN, J. E. Grip strength and forearm circumference in a healthy population. **The Journal of Hand Surgery**, v. 32, n. 2, p. 203-209, April, 2007.

ANDRADE O., G. Representações sociais de saúde e de doença na velhice. **Acta Scientiarum Health Sciences**:v. 25, n. 2, p. 207-213, 2003.

BALOGUM, J., A. Grip strength: effects of testing posture and elbow position. **Arch Phys Med Rehabil**. n. 72, p. 280-283, 1999.

BARBOSA, A. R.; SOUZA, J. M. P.; LEBRÃO, M. L.; MARUCCI, M. F. Relação entre estado nutricional e força de preensão manual em idosos do município de São Paulo, Brasil: dados da pesquisa SABE. **Revista Brasileira de Cineantropometria & Desempenho Humano**, p. 37- 44, 2006.

BASSEY, E.,J. Physical capabilities, exercise and aging. **Rev Clin Gerontol**: v. 7, p. 289-97 1997

BERVIAN, P. A.; CERVO, A. L. **Metodologia Científica**. 4. ed. São Paulo: Makron books, 1996.

BIRKE, J. A ; FOTO, J. G; Pfiefer, L. A; Effect of Orthosis hardness on walking Pressure in High Risk Diabetes Patients. **Journal of Prosthetics and Orthotics**, v. 11, n. 2, p.43-46, 1999.

BLAIR In: DURWARD, B.R.; BAER, G. D.; ROWE, P. J. **Movimento funcional humano: mensuração e análise**. São Paulo: Manole, 2001.

BOADELLA, J. M.; KUIJER, P. P.; SLUITER, K.; FRINGS-DRESEN, M.H. Effect of self-selected handgrip position on maximal handgrip strength. **Arch Phys Med Rehabil**, v.86, p. 328-331, February, 2005.

BODUR, H.,ZENIS, A.,YILMAZ, F., KESKIN,A. Hand disability and relate variables in patients with rheumatoid arthritis. **Rheumatol Int**, v.26: 541–544, 2006.

BOHANNON, R. W.; PEOLSSON, A.; MASSY-WESTROPP, N.; DESROSIERS, J.; BEAR-LEHMAN, J. Reference values for adult grip strength measured with a Jamar dynamometer: a descriptive meta-analysis. **Physiotherapy**, v. 92, p. 11- 15, 2006.

CARVALHO, J; OLIVEIRA, J.; MAGALHÃES, J.; ASCENSÃO, A.; MOTA, J.; SOARES, J. M. C. Força muscular em idosos I- Será o treino generalizado suficientemente intenso para promover o aumento da força muscular em idosos de ambos os sexos. **Revista Portuguesa de Ciências do Desporto**, v. 4, n. 1, p. 51- 57, 2004.

CARVALHO, J; OLIVEIRA, J.; MAGALHÃES, J.; ASCENSÃO, A.; MOTA, J.; SOARES, J. M. C. Força muscular em idosos II- Efeitos de um programa complementar de treino na força muscular de idosos de ambos os sexos. **Revista Portuguesa de Ciências do Desporto**, v. 4, n. 1, p. 58- 65, 2004.

CHADWICK, E. K. J.; NICOL, A. C. A novel force transducer for the measurement of grip force. **Journal of Biomechanics**, v.34, p.125-28, 2001.

CHRISTENSEN, D.A. **Ultrasonic Bioinstrumentation**. New York: John Wiley & Sons,1998.

DESCHENES, M., R. Effects of aging on muscle fibre type and size. **Sports Medicine**, v.34, n. 12, p.809-824, 2004.

DESROSIERS, J.; BRAVO, G.; HÉBERT, R. Isometric grip endurance of healthy elderly men and women. **Archives of Gerontology and Geriatrics**, v. 24, p. 75- 85, 1997.

DESROSIERS, J.; HÉBERT, R.; BRAVO, G.; ROCHETTE, A. Age-related changes in upper extremity performance of elderly people: A longitudinal study. **Experimental Gerontology**, v. 34, p. 393- 405, 1999.

DURWARD, B.R.; BAER, G. D.; ROWE, P. J. **Movimento funcional humano: mensuração e análise**. São Paulo: Manole, 2001.

EVANS, R. C. **Exame Físico Ortopédico Ilustrado**. 2. ed. São Paulo: Manole, 2003.

FARIA, J. C.; MACHALA, C. C.; DIAS, R. C.; DIAS, J. M. D. Importância do treinamento de força na reabilitação da função muscular, equilíbrio e mobilidade de idosos. **Acta Fisiátrica**, v. 10, p. 133- 137, 2003.

FERNANDES, L.F.R.M.; MATHEUS, J. P. C.; ARAÚJO, M.S.; MEDALHA, C. C.; SHIMANO, A. C. **Comparação de dois Protocolos de Fortalecimento Isotônico para Prensão Palmar**. In: CONGRESSO BRASILEIRO DE BIOMECÂNICA.2001, Gramado (RS), SBB/UFRGS. V.1, p. 232-238, 2001

FRASER, A., VALLOW, J., PRESTON, A., COOPER, R., G. Predicting “normal” grip strength for rheumatoid arthritis patients. **Rheumatology**, v. 38, p. 521-528,1999.

FREDERIKSEN, H.; HJELMBORG, J.; MORTENSEN, J.; MCGUE, M.; VAUPEL, J. W.; CHRISTENSEN, K. Age trajectories of grip strength: Cross- sectional. **AEP**, v. 16, n. 7, p. 554- 562, 2006.

GALLAHUE, D. L.; OZMUN, J. C. **Compreendendo o desenvolvimento motor: bebês, crianças, adolescentes e adultos**. São Paulo: Phorte, 2001.

GARDNER, E.; GRAY, D. J.; RAHILLY, R. **Anatomia: Estudo regional do corpo humano**. 4. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1988.

GIAMPAOLI, S.; FERRUCCI, L.; CECCHI, F.; LO NOCE, C.; POCE, A.; DIMA, F.; SANTAQUILANI, A.; VESCIO, M.F.; MENOTTI, A. Hand-grip strength predicts incident disability in non-disabled older men. **Age and Ageing**, v. 28, p. 283- 288, 1999.

GOLÇALVES JR, A. A. **Metrologia**, p.1, Apostila, 1997.

GOULD, J. A. *Fisioterapia na Ortopedia e na Medicina do Esporte*. 2. ed. São Paulo: Manole, 1993.

HAY, J G.; REID, J. G. **As bases anatômicas e mecânicas do movimento humano**. Rio de Janeiro: Prentice – Hall do Brasil, 1985.

Haidar, S. G.; Kumar, D.; Bassi, R. S.; Deshmukh, S. C. Average versus maximum grip strength: which is more consistent? **The Journal of Hand Surgery**, New York, v. 26B, n. 1, February, 2004.

HAMILL, J.; KNUTZEN, K. M. **Bases Biomecânicas do Movimento Humano**. São Paulo: Manole, 1999.

HENNIG, E. M. Gait Analysis and the Biomechanics of Human Locomotion. Un de ESSEN In: CONGRESSO BRASILEIRO DE BIOMECÂNICA, 8, 1999, Florianópolis: SBB/UDESC/RECORDE, p. 19-26,1999.

HILLMAN, T. E.; NUNES, Q. M.; HORNBY, S. T.; STANGA, Z.; NEAL, K. R.; ROWLANDS, B. J.; ALLISON, S. P.; LOBO, D. N. A practical posture for hand grip dynamometry in the clinical setting. **Clinical Nutrition**, v. 24, p. 224- 228, September, 2005.

HOLLE, B. **Desenvolvimento Motor na criança normal e retardada**. São Paulo: Manole, 1990.

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

KAUFFMAN, T. L. **Manual de Reabilitação Geriátrica**. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2001.

KAPANDJI. I. A. **Fisiologia articular: esquemas comentados de mecânica humana**. 4. ed. São Paulo: Manole. 1980.

KNUDSON, D.V.; MORRISON, C.S. **Análise qualitativa do movimento humano**. São Paulo: Manole, p. 4-5, 2001.

KUHNEN, A. P.; OLIVEIRA, A. L.; FERNEDA, F.; SEBASTINI, F.; GIUMBELLI, I. C.; INVERNIZZI, L.; MARQUES, P.; CHAVES, R. B.; RUBERT, V. A.; SILVA, T. I. Programa de atividade física para terceira idade do CDS/UFSC: O efeito do exercício físico

na resistência muscular. Universidade Federal de Santa Catarina- UFSC: Departamento de Educação Física, 2005.

LACOURT, M. X.; MARINI, L. L. Decréscimo da função muscular decorrente do envelhecimento e a influência na qualidade de vida do idoso: uma revisão de literatura. **Revista Brasileira de Ciência de Envelhecimento Humano**, Passo Fundo, p. 114- 121, 2006.

LARSSON, L. Histochemical characteristics of human skeletal muscle during aging. **Acta. Hysiol. Scand.** v.117, p.469-71, 1983.

LECH, O.; RANZZI, A.; BORDIN, F.; FAGGION, M.; ZILLMER, V.; PILUSKI, P. **Membro Superior: Abordagem Fisioterapêutica das Patologias Ortopédicas mais Comuns**. Rio de Janeiro: Revinter, 2005.

LEITE, P. F. **Exercício, envelhecimento e promoção de saúde**. Belo Horizonte: Editora Health, 1996.

LUCIANO, F. L. **Metodologia Científica e da Pesquisa**. Criciúma: Ed. Do autor, 2001.

MAGGE, D. J. **Avaliação Musculoesquelética**. 4. ed. São Paulo: Manole, 2005.

MATSUDO, S. M. M. **Envelhecimento e atividade física**. Londrina: Midiograf, 2001.

MATSUDO, S., M., M. Envelhecimento e atividade física. **Atividades físicas para a Terceira idade**, Brasília, 1997.

MAZO, G. Z.; LOPES, M. A.; BENEDETTI, T. B. **Atividade física e o idoso: concepção gerontológica**. Porto Alegre: Sulina, 2001.

MC DOUGALL, A. C. E YUASA, Y. **O novo atlas de hanseníase**. Sasakawa memorial health foundation, 2002.

MEYERHOF, P.G. **O desenvolvimento normal da preensão**. 2002 Disponível em: <<http://www.fsp.usp.br/MEYER>>.htm, Acessada em :22/12/2003.

MINOR, M. A. D.; MINOR, S. D. **Procedimentos e cuidados com os pacientes**. 4 ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2001.

MOREIRA, D.; ÁLVAREZ, R. R. A.; GOGOY, J. R.; CAMBRAIA, A. N. Abordagem sobre preensão palmar utilizando o dinamômetro JAMAR: uma revisão de literatura. **R. Bras. Ci. E Mov**, Brasília, v. 11, n. 2, p. 95- 99, 2003.

NAHAS, M. V. **Atividade física, saúde e qualidade de vida: conceitos e sugestões para um estilo de vida ativo**. Londrina: Midiograf, 2006.

NAPIER, J.R. **Hands**. Princeton, NJ: Princeton University Press, 1993.

NICOLAY C. W., WALKER A. L. Grip strength and endurance: Influences of anthropometric variation, hand dominance, and gender. **International Journal of industrial ergonomics**, 2005.

NIGG, B. M., HERZOG, W. **Biomechanics of the musculo-skeletal system**. Toronto: John Wiley & Sons, 1995.

NOVAES M., R., C., G., ITO M., K., ARRUDA S., F., RODRIGUES,P., LISBOA., A., Q.Suplementação de micronutrientes na senescência: implicações nos mecanismos imunológicos. **Rev. Nutr., Campinas**, v. 3, n.18:367-376, maio/jun., 2005.

NÓBREGA, A. C. L.; FREITAS, E. V.; de; OLIVEIRA, M. D., de; LEITÃO, M. B.; LAZZOLI, J. K.; NAHAS, R. M.; BAPTISTA, C. A. S.; DRUMMOND, F. A.; REZENDE, L.; PEREIRA, J.; PINTO, M.; RADOMINSKI, R. B.; LEITE, N.; THIELE, E. S.; HERNANDEZ, A. J.; ARAÚJO, C. G. S., de; TEIXEIRA, J. A. C.; CARVALHO, T.; BORGES, S. F.; De ROSE, E. H. Posicionamento Oficial da Sociedade Brasileira de Medicina do Esporte e da Sociedade Brasileira de Geriatria e Gerontologia: *Atividade Física e Saúde do Idoso*. **Revista Brasileira de Medicina do Esporte**. Rio de Janeiro. v. 5. n. 6. p.207-211. nov-dez, 1999.

NOVO, JR. J. M.; BRENZIKOFER, R.; BARROS, R. M. L.; ZULLI, R.; CLIQUET JR. A.; LIMA F. **Modelamento do comportamento da força muscular nos testes de preensão isométrica da mão: Análise por série de tempo**. VIII Congresso Brasileiro de Biomecânica, Anais. Florianópolis, p. 345-349,1999.

OKUMA, S. **O idoso e a atividade física: fundamentos e pesquisa**. 2 ed. São Paulo: Papyrus, 2002.

PASCHOARELLI, L. C.; COURY, H. J. C. G. Aspectos ergonômicos e de usabilidade no design de pegas e empunhaduras. **Est Design**, v. 8, n.1p. 79-101, 2000.

RANGANATHAN, V. K.; SIEMIONOW, V.; SAHGAL, V.; YUE, G. H. Effects of aging on hand function. **American Geriatrics Society**, v. 49, n. 11, p. 1478- 1484, 2001.

RANTANEN, T.; ERA, P.; HEIKKINEN, E. Physical activity and the changes in maximal isometric strength in men and women from the age of 75 to 80 years. **Journal American Geriatrics**, v. 45, n. 12, p. 1439- 1445, 1997.

RANTANEN, T.; VOLPATO, S.; FERRUCI, L.; HEIKKINEN, E.; FRIED, L. P.; GURALNIK, J. M. Handgrip strength and cause-specific and total mortality in older disabled women: exploring the mechanism. **Journal American Geriatrics**, v. 51, n.5, p. 636- 641, 2003.

RASCH, P. J.; BURKE, R. K. **Cinesiologia e anatomia aplicada**. 5 ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1980.

REEVES, N. D.; NARICI, M. V.; MAGANARIS, C. N. Musculoskeletal adaptations to resistance training in old age. **Manual Therapy**, v. 11, p. 192- 196, 2006.

REBELATTO, J. R.; CALCO, J. I.; OREJUELA, J. R.; PORTILLO, J. C. Influência de um programa de atividade física de longa duração sobre a força muscular manual e a flexibilidade corporal de mulheres idosas. **Revista Brasileira de Fisioterapia**, São Paulo, v. 10, n. 10, p. 127- 132, 2006.

RICHARDS, L.; PALMITER- THOMAS, P. Grip strength measurement: A critical review of tools, methods, and clinical utility. **Critical Reviews in Physical and Rehabilitation Medicine**, v. 8, p. 87- 109, 1996.

ROBERGS, R. A.; ROBERTS, S. O. **Princípios fundamentais de Fisiologia do Exercícios para aptidão, desempenho e saúde**. 2 ed. São Paulo: Phorte editora, 2002

ROGATO, G. P. Força isométrica máxima de indivíduos fisicamente ativos: influência do envelhecimento e do sexo. 2003. Disponível em : <http://www.efdeportets.com>. **Revista Digital**- Buenos Aires. Acesso em 20 de março de 2006.

ROESLER, H. **Desenvolvimento de plataforma de força subaquática para medições de forças e momentos nos três eixos coordenados para utilização em biomecânica.** 1997. 1936f. Tese (Doutorado em Engenharia Mecânica) – Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre.

RUIZ-RUIZ, J.; MESA, J. L. M.; GUTIÉRREZ, A.; CASTILLO, M. J. Hand size influences optimal grip span in women but not in men. **The Journal of Hand Surgery**, Granada, v. 27A, n. 5, p. 897- 901, September, 2002.

SANDE, L.P.; COURY, H.J.C.G.; OISHI, J.; KUMAR, S. **Effect of musculoskeletal disorders on prehension strength.** *Applied Ergonomics*, p.609-616, 2001.

SETTINERI, L. I. C.; RODRIGUES, R. B. **Fundamentos de Cinesiologia.** Porto Alegre: Movimento, 1976.

SHEPHERD, R.B. **Fisioterapia em Pediatria.** 3. ed. São Paulo: Santos, 1996.

SMITH, D. A.; LUKENS, S. A.; Stress effects of isometric contraction in occupational therapy. **Occupational Therapy Journal of Research**, v. 3, p. 222- 242, 1983.

SILVA T., A., A.; JUNIOR, A., F.; PINHEIRO, M., M., SZEJNFELD V., L., Sarcopenia associada ao envelhecimento: aspectos etiológicos e opções Terapêuticas. **Rev Bras Reumatol**, v. 46, n.6, p. 391-397, nov/dez, 2006.

SIMÃO, R. **Fisiologia e Prescrição de exercícios para grupos especiais.** São Paulo: 2004.

SMITH, L. K.; WEISS, E. L.; LEHMKUHL, D. **Cinesiologia Clínica de Brunnstrom.** 5. ed. São Paulo: Manole, 1997.

WATANABE, T.; OWASHI, M. D.; KANAUCHI, M. D.; MURA, N.; TAKAHANA, M.; OGINO, T. The short-term reliability of grip strength measurement and the effects of posture and grip span. **The Journal of Hand Surgery**. V. 30, n.3, p. 603- 609, may, 2005.

WELLS, R.; GREIG, M. **Characterizing human prehensile strength by force and moment wrench.** *Ergonomics*, v44, n15, p. 1392-1402, , 2001.

WING, A.M.; HAGGARD, P., FLANAGAN, J.R. Anticipatory control of grip force in rapid arm movements. *Hand and Brain: The Neurophysiology and Psychology of Hand Movements*. **Academic Press**, San Diego, p. 301-324, 1996.

WOLF, L. D.; MATHESON, L. N.; FORD, D. D.; KWAK, A. L. Relationships among grip strength, work capacity and recovery. **Journal of Occupational Rehabilitation**, v. 6, p. 57-70, 1996.

ZARO, M. **Técnicas experimentais**. Porto Alegre,(Apostila). Universidade Federal do Rio Grande do Sul, 2000.

ANEXO 1

**QUESTIONÁRIO PARA AVALIAÇÃO DE INDIVÍDUOS DE AMBOS OS SEXOS
COM MAIS DE 60 ANOS**

FICHA DE CADASTRO E ANAMNESE

Data da avaliação:	Hora:	Sexo () M () F
Nome:		
Idade:	Data de nascimento:	
Profissão atual:	Ocupação anterior:	
Endereço:	Telefone cont:	
Dominância: () Direita () Esquerda () Ambidestra		

Perguntas relacionadas as mãos

1- Apresenta alguma dor ou desconforto nas mãos durante as atividades durante o dia?

() Sim () Não Qual mão?

2- Você sente alguma fraqueza nas mãos quando realiza alguma tarefa do dia-a-dia?

() Sim () Não Qual das mãos?

3- Você sente algum formigamento nas mãos quando realiza alguma tarefa do dia-a-dia?

() Sim () Não Qual das mãos?

4- Você teve algum problema relacionado à fratura (queda) ou torceu a mão ou o punho nos dois últimos anos?

() Sim () Não

Qual a mão? Está completamente curada? () Sim () Não

5- Você tem alguma doença controlada (diabetes, hipertensão)?

() Sim () Não Qual?

6- Você está tomando algum medicamento no momento?

() Sim () Não Qual?

Prática de exercício Físico

7- Você pratica exercício resistido com carga (musculação)?

() Sim () Não

8- Há quanto tempo? _____

9- Quantas vezes o sr ou sr(a) vai a academia por semana? _____

AVALIAÇÃO FUNCIONAL (Marcar os movimentos com limitação de movimento ou dor em uma comparação uni ou bilateral)

<i>ATIVOS</i>	<i>D</i>	<i>E</i>
1-Flexão (punho)		
2-Extensão (punho)		
3-Desvio ulnar		
4-Desvio radial		
5-Abrir e fechar os dedos		

<i>RESISTIDOS</i>	<i>D</i>	<i>E</i>
6-Flexão (punho)		
7-Extensão (punho)		
8-Desvio ulnar		
9-Desvio radial		

ANEXO 2

FICHA DE AVALIAÇÃO FISIOLÓGICA E ANTROPOMÉTRICA**MEDIDAS FISIOLÓGICAS**

Sinais vitais	Antes da coleta	Durante a coleta	Depois da coleta
11-Frequência Cardíaca (bpm)			
12-Pressão arterial (mm/Hg)			

MEDIDAS ANTROPOMÉTRICAS DA MÃO

Medidas (cm)	Direita	Esquerda
Mão		
13-Comprimento Longitudinal		
14-Comprimento Transversal		
Empunhadura (cm)		
16-Ajuste da empunhadura		

ANEXO 3

Comitê de Ética de Pesquisa em Seres Humanos da UNISUL

ANEXO 4



UNIVERSIDADE DO SUL DE SANTA CATARINA
COMISSÃO DE ÉTICA EM PESQUISA - CEP UNISUL
TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E
ESCLARECIDO

Título do Projeto: Estudo biomecânico de preensão manual bilateral em idosos praticantes de exercício físico regular.

<p>Gostaria de obter todas as informações sobre este estudo:</p> <p>a- tempo que terei de ficar disponível;</p> <p>b- quantas sessões serão necessárias (com dia e horário previamente marcados);</p> <p>c- detalhes sobre todos os procedimentos (testes, tratamentos, exercícios, etc.);</p> <p>d- local onde será realizado;</p> <p>e- equipamentos ou instrumentos que serão utilizados;</p> <p>f- se preciso vestir alguma roupa ou sapato apropriado;</p> <p>e quaisquer outras informações sobre o procedimento do estudo a ser realizado em mim.</p>	<p>a- O tempo disponível para as coletas será de 30 minutos.</p> <p>b- Será necessário apenas este dia de coleta;</p> <p>c- Serão realizados os seguintes procedimentos:</p> <ul style="list-style-type: none"> -Entrevista feita pelo pesquisador sobre o histórico de suas mãos; -Verificação da Pressão arterial e frequência cardíaca antes e depois da coleta de força; - Medição dos antebraços e suas mãos com fita métrica e paquímetro; -Avaliação funcional das mãos e punhos (com movimentos ativos e resistidos); -Avaliação da força através do dinamômetro de preensão manual onde o sr (a) vai realizar uma força de preensão manual com cada mão duas vezes e cada vez o sr (a) deverá mantê-la por 30 segundos. <p>d- O local a ser realizado será na Clínica Escola de Fisioterapia UNISUL, situada: Avenida Pedra Branca n. 25, Cidade Universitária Pedra Branca- Palhoça.</p> <p>e- Serão utilizados uma questionário, fita métrica, paquímetro ósseo e o dinamômetro de preensão manual desenvolvido pelo LABIN-UDESC.</p> <p>f- O sr.(a) deverá estar vestido com roupa confortável.</p> <p>f- Caso haja desconforto em qualquer parte da coleta o sr(a) deverá informar ao pesquisador responsável e imediatamente a coleta será interrompida.</p>
--	---

Quais as medidas a serem obtidas?	As medidas obtidas serão: Comprimentos das mãos; Perímetros dos antebraços; Força de preensão máxima bilateral; Frequência cardíaca e pressão arterial antes e depois da coleta.
Quais os riscos e desconfortos que podem ocorrer?	Pode ocorrer durante a coleta de força de preensão manual, como dor ou desconforto nas mãos.
Quais os meus benefícios e vantagens em fazer parte deste estudo?	Os benefícios e vantagens com o trabalho é saber como se comporta sua força de preensão máxima em 30 segundos e esta dará aos profissionais de saúde que venham a trabalhar com o (a) sr. (a) um indicador mais preciso de qual trabalho de reabilitação ou de exercício físico é melhor para o sr (a).
Quais as pessoas que estarão me acompanhando durante os procedimentos práticos deste estudo?	As pessoas que estarão acompanhando o sr (a) são profissionais habilitados em Fisioterapia e Educação física.
Existe algum questionário que preciso preencher? Sou obrigado a responder a todas as perguntas?	No começo da avaliação o sr (a) será entrevistado pelo pesquisador responsável sobre o histórico de seus problemas gerais e relacionados às suas mãos, estas perguntas são importantes, pois darão ao pesquisador a possibilidade de colocá-lo ou tira-lo da pesquisa. O sr (a) tem o direito de não responder as perguntas feitas, mas em virtude da importância das perguntas o sr (a) não participará do estudo.
PESSOA PARA CONTATO: Prof. Luiz Augusto Oliveira Belmonte (pesquisador responsável)	NÚMERO DO TELEFONE: 48 99299424 ou 32404462 ENDEREÇO: Dr. Percy Borba 240 Barreiros São José. SC

TERMO DE CONSENTIMENTO

Declaro que fui informado sobre todos os procedimentos da pesquisa e que recebi, de forma clara e objetiva, todas as explicações pertinentes ao projeto e que todos os dados a meu respeito serão sigilosos. Eu compreendo que neste estudo as medições dos experimentos/procedimentos de tratamento serão feitas em mim.

Declaro que fui informado que posso me retirar do estudo a qualquer momento.

Nome por extenso : _____

RG : _____

Local e Data: _____

Assinatura: _____

Adaptado de: (1) South Sheffield Ethics Committee, Sheffield Health Authority, UK; (2) Comitê de Ética em pesquisa - CEFID - Udesc, Florianópolis, BR.