



DISPOSITIVO PARA MONITORAMENTO DE EXERCÍCIOS EM APARELHOS COM POLIA – VALIDADO NO PULLEY ARTICULADO

Fabio Henrique Wan-Dall
Universidade do Vale do Itajaí, Univali
Itajaí, Brasil
fabiowandall@edu.univali.br

Resumo — Diversas modalidades esportivas se valem dos benefícios do monitoramento de esforço, que vão desde melhora na prescrição de treino até a prevenção de lesões e excesso de treinamento. Na musculação é comumente utilizado, o número total de repetições e o peso para mensurar a carga de treino, sem considerar outros parâmetros também importantes. É sabida a relevância do controle de velocidade de execução e tempo de intervalo nos resultados obtidos através de um protocolo de treino, mas a falta de um método eficiente inviabiliza o controle destes parâmetros. Deparando-se com a situação descrita, neste trabalho foi desenvolvido um dispositivo capaz de monitorar os movimentos de um aparelho de musculação com polia, permitindo ao treinador e/ou praticante, detalhes dos parâmetros do exercício realizado. O dispositivo é acoplado ao aparelho pulley articulado, e os dados capturados são enviados para um servidor que é responsável pelo armazenamento e apresentação das informações. Como prova de conceito, para validar o funcionamento do dispositivo, este trabalho também contempla um estudo experimental, que testou a relação entre velocidade e resultado no teste de força de 1-RM.

Palavras-chave: Automação de academia, monitoramento de treino, métricas de desempenho.

I. INTRODUÇÃO

A prática regular de esportes pode ser beneficiada pelo monitoramento de esforço, como visto na corrida, ciclismo, natação, futebol e outras modalidades esportistas, amadores e profissionais, se valem de equipamentos e meios para fazê-lo. O monitoramento do esforço traz inúmeros benefícios para a prescrição de treino e a manutenção do desempenho, havendo razões igualmente importantes também para a prevenção de lesões e excesso de treinamento, desse modo, auxiliando na eficácia do programa de treinamento [1].

O cálculo de carga para uma atividade física é constituído pela relação entre volume e intensidade, na musculação, atribuídas ao número total de repetições e ao peso, respectivamente. A crescente busca pelo treinamento de força incentiva que outros parâmetros sejam utilizados, a fim de aumentar a eficiência na avaliação e prescrição dos treinos [2].

Parâmetros como a velocidade do movimento e o intervalo entre as séries, contribuem significativamente para dimensionamento da carga [3]. Apesar da sua relevância estes parâmetros dificilmente são controlados na prescrição de treino devido à dificuldade de medi-los.

Neste trabalho foi desenvolvido um dispositivo eletrônico que é acoplado a um aparelho de musculação, e captura seus movimentos com o intuito de mensurar os indicadores de intensidade de treino com maior precisão.

O dispositivo captura dados que contribuem com detalhamento das atividades, monitorando velocidade e amplitude do movimento, tempo de exercício, número de séries e repetições.

Para validar a solução, foi realizada uma pesquisa quantitativa de caráter associativo com um protocolo de treino experimental. A pesquisa de protocolo experimental possui delineamento pré-teste/pós-teste, e testou a hipótese de que um exercício executado de forma lenta, traz resultados mais expressivos no teste de 1-RM do que quando executado de forma lenta.

Este trabalho teve o objetivo de desenvolver um dispositivo que capture métricas de desempenho em um equipamento de musculação com polia, coletar e analisar dados de usuários do dispositivo.

II. EXERCÍCIO E EQUIPAMENTO DE MUSCULAÇÃO

Foram escolhidos um exercício e um equipamento de musculação para definir o sensor e o mecanismo de acoplamento que fazem parte do dispositivo. Este trabalho foi desenvolvido baseando-se nas características dessa combinação de exercício e equipamento.

O exercício escolhido foi o pulley a frente, um exercício multiarticular envolvendo movimentos do complexo do ombro e a articulação do cotovelo, projetado para aumentar a capacidade muscular das extremidades superiores e torso [4].

Devido a uma maior atividade muscular e segurança para o praticante a forma de execução definida para este trabalho foi com a pegada aberta, mãos mais afastadas do que a distância entre os ombros, e pronada, empunhando a barra pela frente, como representado na Figura 1.

Este exercício é comumente empregado em um esforço para fortalecer o músculo grande dorsal, e também é esperado para ativar os músculos rombóides, meio do trapézio e bíceps braquial [5]. A Figura 1 [6] destaca os músculos que são ativados ao executar este exercício.

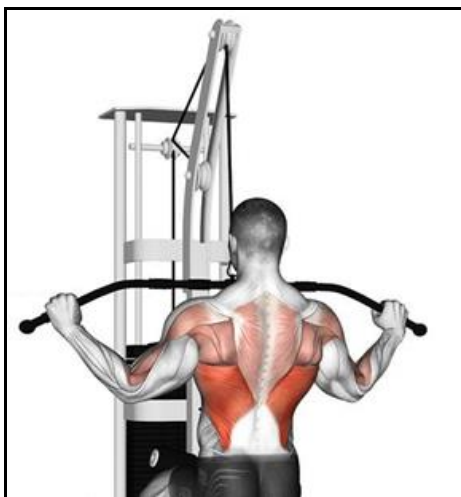


Figura 1. Ativação muscular com o exercício pulley a frente

Diferente da figura acima o equipamento utilizado neste trabalho foi o Pulley Articulado com puxada guiada, que será apresentado a seguir.

O Pulley Articulado com puxada guiada é constituído por dois braços de alavanca, ligado a uma coluna de pesos por um cabo de aço que passa por um sistema de sete polias e concentra todo o movimento realizado pelo praticante.

Na Figura 2 é possível ver parte do sistema de polias do lado esquerdo, a direita encontrasse o local para o praticante e ao fundo a coluna de pesos.



Figura 2. Pulley articulado

III. SENSOR DE MOVIMENTO

O encoder é um sensor de movimento eletrônico, que converte um movimento linear ou angular em uma série de pulsos elétricos. A conversão desses movimentos em pulsos elétricos é feita através da detecção fotoelétrica, onde a passagem de luz por ranhuras de um disco opaco gera o trem de pulso relativo ao movimento [7].

A saída do encoder é constituída de dois sinais, e para flexibilizar ao máximo o uso, os discos do encoder rotativo são construídos de tal forma que as saídas estejam defasadas de 90° [8].

Para determinar o sentido de rotação do sensor, essencialmente deve-se detectar qual dos sinais (A ou B) mudou de estado primeiro. A cada passo do encoder ambos os interruptores se encontram no mesmo estado, portanto se o interruptor “A” mudou de estado primeiro, o eixo está girando no sentido horário, se o interruptor “B” mudou de estado primeiro, o eixo está girando no sentido anti-horário [9].

IV. DISPOSITIVO

A solução desenvolvida consiste em um dispositivo que é acoplado ao aparelho de musculação para realizar a captura e enviar os dados de execução ao servidor que os armazenará para posterior consulta, visualização e análise. Os dados capturados pelo dispositivo são apenas posição e tempo, mas possibilitam a obtenção da velocidade, amplitude, número de séries e repetições.

A. Arquitetura de hardware

O dispositivo é composto por uma placa de prototipação Arduino Uno, com um microcontrolador atmega328, e por um módulo KY-040, que possui um encoder rotativo do tipo ótico, com resolução de 30 passos por revolução.

O encoder é encaixado no suporte mecânico que por sua vez é acoplado ao aparelho de musculação. Um computador é utilizado como servidor, que recebe as informações do dispositivo via comunicação serial USB e alimenta os componentes eletrônicos.

Para a construção do protótipo, foi projetado suporte mecânico capaz de ser preso na parte inferior do aparelho de musculação, por onde passa o cabo de aço que traciona a coluna de pesos.

O suporte contém uma roldana de náilon que fica em contato com o cabo de aço, e no seu eixo há uma cavidade onde o encoder rotativo é encaixado e fixado por um parafuso. A roldana tem seu eixo fixo, transferindo assim todo o movimento ao encoder. Dois rolamentos, um em cada lado da roldana, é o que permite que ela gire livremente para acompanhar o movimento do cabo de aço.

Duas hastes de madeira são pressionadas contra a coluna do aparelho por dois parafusos passantes, um por cima e outro por baixo da coluna. No lado externo da haste e do mesmo lado que se encontra o encoder rotativo é fixado o microcontrolador.

Na Figura 3 é possível ver o dispositivo acoplado ao aparelho pulley. Na parte inferior da imagem observa-se o encoder rotativo e a roldana que está em contato com o cabo de aço. Os parafusos de fixação são vistos imediatamente acima e abaixo do microcontrolador.



Figura 3. Dispositivo acoplado ao aparelho de musculação

O encoder rotativo é alimentado diretamente pela placa de prototipação, que por sua vez é alimentada pelo computador onde se conecta via cabo serial. Os pinos Data e Clock do encoder são conectados as portas analógicas 2 e 3 do microcontrolador, onde é feito o monitoramento das interrupções de execução do microcontrolador.

B. Arquitetura de software

A arquitetura utilizada nesta aplicação é descrita pelo funcionamento de dois softwares, um embarcado no microcontrolador e outro utilizado no formato de script executado no servidor.

Para normalizar a nomenclatura utilizada neste trabalho, o termo usuário será atribuído ao indivíduo que está conduzindo a coleta de dados e operando a aplicação pelo servidor, já o termo praticante faz referência a quem está realizando o exercício.

Um script Python é executado no lado do servidor e é responsável pela interface com o usuário, a recepção e armazenamento dos dados coletados, e a disponibilização das informações obtidas. Já o sketch no dispositivo é responsável por monitorar e enviar os dados de movimentação do aparelho de musculação.

No microcontrolador foi implementado um algoritmo de agendamento com uma função principal e outra em segundo plano. O laço principal, que define a função em segundo plano, envia os dados contidos em um buffer para o servidor. Buffer que é preenchido pela função principal, chamada pela interrupção nas portas analógicas, causadas pelos sinais do encoder rotativo. A Figura 4 apresenta um fluxograma que ilustra o funcionamento do sistema embarcado.

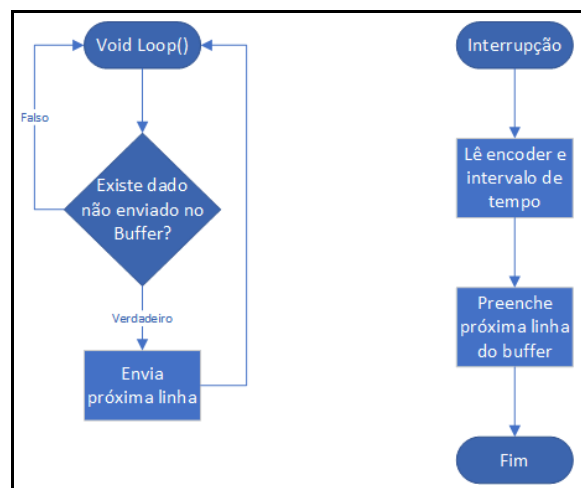


Figura 4. Fluxograma do sistema embarcado

Com os dados sendo lidos por uma função chamada por interrupção e o envio ocorrendo apenas nos momentos de disponibilidade do microcontrolador, a taxa de confiabilidade das leituras aumenta, pois é a prioridade do processamento.

Para evitar gargalo no envio, e consequentemente perda de informações, as leituras feitas a cada interrupção são armazenadas em buffer até existir a disponibilidade de envio. O envio dos dados é executado em loop, o que significa que sempre que existir um novo registro no buffer e a função de interrupção não estiver rodando, os valores serão enviados.

Para execução no servidor, dois scripts principais foram desenvolvidos. O primeiro é utilizado durante as coletas e o segundo é utilizado posteriormente para realizar a normalização de dados.

A solução de software no servidor consiste em executar o script de coleta de dados, que monta o arquivo de coleta e o preenche com os dados recebidos via porta serial. Ao criar uma coleta de dados deve-se informar como parâmetros, a identificação do praticante, a sessão de treino e a série que será monitorada. As entradas definem a estrutura de pastas e o nome do arquivo de armazenamento de dados.

Iniciada execução do exercício e a leitura dados, os registros recebidos do dispositivo são tratados, apresentados ao usuário e persistidos em um arquivo CSV. O tratamento dos registros consiste em filtrá-los para ignorar movimentos de inversão de sentido, que são curtos e não podem ser considerados uma repetição. O valor mínimo do movimento é parametrizável no código, pois para cada combinação de aparelho, exercício e modelo de encoder rotativo é possível encontrar um valor ideal diferente.

Ao fim do exercício, a script é interrompido manualmente pelo usuário e o arquivo é fechado, neste momento os dados já estão disponíveis para consulta.

Dois scripts de plotagem foram desenvolvidos utilizando a biblioteca Matplotlib v2.1 e permitem a

visualização dos dados de forma gráfica. Ambos apresentam os dados em função do tempo, um representando posição e outro a velocidade do movimento. Também foi possível plotar gráficos de aceleração, mas devido a sua difícil interpretação ele foi retirado do repositório.

A apresentação dos gráficos pode acontecer automaticamente no fim da coleta, com os dados crus, como forma de avaliar o movimento que acabou de ser monitorado. Ou posterior a uma possível normalização ou limpeza, como houve neste trabalho.

Como primeiro passo para a análise automatizada dos dados coletados foram-lhes aplicados uma normalização, que retira os movimentos que não fazem parte da execução do exercício, e ajusta a posição e o tempo de início do exercício para o ponto zero de ambos os eixos.

O script de normalização foi desenvolvido com o objetivo de tornar os dados de coleta mais fáceis de se analisar devido a presença de registros que não fazem parte da execução do exercício, no início e no fim do conjunto de dados, e a posição deslocada de início com base nos pontos X0, Y0.

O script de normalização faz a leitura de um arquivo e primeiramente busca os picos e vales da execução, pontos de grande relevância para as análises, pois representam o ponto máximo e mínimo de uma repetição, evidenciando a amplitude e frequência do movimento. Por fim, baseando-se nas informações de picos e vales, é aplicado uma limpeza que retira os registros pré e pós execução, capturados durante o posicionamento do praticante no aparelho.

Foram desenvolvidos outros três scripts com a finalidade de agrupar e relacionar os dados, como auxílio para manipulá-los foram utilizadas as bibliotecas Numpy v1.13 e Pandas v0.24. Todos os scripts foram desenvolvidos para a versão 3.6.3 do Python.

V. PROTOCOLO EXPERIMENTAL

O estudo observacional que faz parte do escopo deste trabalho foi avaliado e aprovado pelo comitê de ética. O início das atividades ocorreu em meados do mês de abril de 2019, durante o período de aulas, pois a pesquisa contou com voluntários discentes e estrutura física da Universidade do Vale do Itajaí - campus de Itajaí.

Esta etapa foi dividida em três partes:

A. Primeira fase

Foram convidados para participar do protocolo experimental, homens, alunos de graduação e que tenham idade entre 18 e 25 anos. Os critérios de inelegibilidade foram, o convidado realizar a prática regular de musculação ou possuir condição de saúde que não permita a realização das atividades. No total 15 voluntários foram recrutados.

Todos os voluntários foram submetidos a um teste de força máxima, o teste 1-RM foi o teste escolhido para ser

aplicado neste trabalho. Para a realização do teste os participantes foram instruídos a manter boa alimentação, período de sono adequado e não realizar atividades físicas por um período de pelo menos 48 horas antes do teste.

Seguindo o protocolo da referência [10], os testes foram precedidos por uma série de aquecimento de 6 a 10 repetições e carga de 50% da carga a ser utilizada na primeira tentativa do teste de 1-RM. Os participantes foram orientados a tentar completar duas repetições. Caso fossem completadas, ou se não for completada sequer uma repetição, uma segunda tentativa será executada após um intervalo de recuperação de três a cinco minutos com uma carga superior (primeira possibilidade) ou inferior (segunda possibilidade) à aquela empregada na tentativa anterior. Foi registrada como 1-RM a carga que o participante conseguir completar somente uma repetição.

B. Segunda fase

Em seguida os participantes foram divididos, por sorteio em três grupos. Um deles, o grupo controle (GC), que não realiza treinamento e os outros dois realizaram o protocolo de treino estipulado para este trabalho. Um dos grupos realizou o exercício em ritmo rápido (GR), com velocidade de 50 bpm (batidas por minuto) e outro em ritmo lento (GL), que executou o exercício a 25 bpm.

A distribuição de voluntários nos grupos não ficou igual por evasão dos voluntários, ficando 6 voluntários no GR, 5 no GC e 4 no GL.

A velocidade de execução é dividida por cada fase do movimento. Por exemplo, executado a 50 bpm cada batida ocorre em um intervalo de 1,2 segundo, como o movimento completo é composto da fase de extensão e contração do músculo, uma repetição completa deve ter 2,4 segundos. Por este mesmo princípio, no ritmo de 25 bpm uma repetição completa deve levar 4,8 segundo. A indicação da velocidade de execução foi realizada de forma visual e sonora com o auxílio de um aplicativo de metrônomo configurado na velocidade destinada a cada grupo.

A fase de treinamento foi aplicada durante 3 semanas e com frequência de 2 vezes por semana, totalizando 6 sessões de treino que tiveram um intervalo mínimo de 48h entre elas. Os participantes executaram 3 séries de 12 repetições com 60% do valor obtido no seu teste de força máxima, as séries tiveram intervalo de aproximadamente 90 segundos entre elas.

A velocidade de execução do exercício foi indicada ao participante por um metrônomo regulado no ritmo estipulado para o seu grupo e monitorada pelo dispositivo que é produto deste trabalho.

C. Terceira fase

Ao fim do período de treinamento todos os participantes realizaram um novo teste de força seguindo o mesmo protocolo descrito anteriormente.

Finalmente, foram analisados os dados de pré e pós teste de 1-RM e os dados coletados pelo dispositivo.

Verificou-se a variação de força entre os grupos após as diferentes exposições ao treinamento.

Hipótese nula: Não haverá diferença da variação de força sofrida entre os grupos.

Hipótese alternativa: GL apresentará ganho de força maior que GR, que por sua vez terá ganho maior que RC. RC manterá seu nível de força entre os testes.

VI. RESULTADOS

Esta sessão é dividida para apresentar de forma clara os resultados obtidos pelo dispositivo e os resultados obtidos na pesquisa de protocolo experimental.

A. Dispositivo

Inicialmente buscou-se entender qual seria a melhor maneira de capturar os movimentos realizados pelo praticante, sem interferir na execução do movimento e mantendo a confiabilidade da leitura.

A primeira possibilidade foi utilizar uma roldana em contato com uma das roldanas do aparelho que concentrasse o movimento realizado, mas por uma questão mecânica estas poderias deslizam uma sobre a outra ou se afastarem, perdendo assim a leitura de movimentos. Foram estudadas formas de utilizar molas ou material elásticos a fim de garantir o contato entre as peças, mas a melhor possibilidade encontrada foi replicar o posicionamento das roldanas do próprio aparelho. Uma roldana com um vinco por onde passa o cabo de aço que é preso a coluna de pesos, desta maneira foi possível aplicar pressão entre as partes e garantir a captura dos movimentos.

Já com um primeiro protótipo de suporte, deu-se início ao desenvolvimento dos softwares. A proposta era realizar o envio de dados para um smartphone e tratá-los neste dispositivo, mas após os primeiros testes notou-se que adicionar a complexidade do desenvolvimento mobile ao trabalho não condizia com seu escopo. Por tanto foi substituído o módulo bluetooth, pela porta USB, permanecendo a comunicação serial já implementada. A partir de então os dados são enviados a um computador onde são executados os scripts que manipulam os dados já mencionados.

O conjunto de software e hardware que compõe o dispositivo foi inicialmente testado em laboratório e apresentou comportamento satisfatório, capturando dados de movimentação da roldana sem inconsistências. Ao passar para os testes em campo foram encontrados problemas na parte mecânica do dispositivo, que não se fixava com a firmeza necessária ao aparelho de musculação, problema este que causou danos ao sensor de movimento que substituído por outro de mesmo modelo. Após o incidente foi adicionado mais um parafuso passante ao dispositivo, aumentando o tempo necessário para montá-lo do aparelho e conferindo uma excelente fixação, não apresentando outros problemas relacionados.

Quanto a consistência da captura, tinha-se que idealmente o encoder deveria se encontrar na posição zero tanto no início quanto no fim de uma série, portanto o teste consistiu em realizar uma série com apenas uma repetição e avaliar se a premissa era cumprida. Foi constatado que

em alguns casos, quando a velocidade de execução era rápida, o dispositivo, se encontrava em uma posição diferente de zero ao fim da série, este valor atingia uma grandeza máxima de uma unidade. Este mesmo comportamento foi observado durante a coleta de dados com os voluntários, portanto podemos assumir que existe uma taxa de perda de dados que varia de acordo com a velocidade de rotação do encoder. Descoberto que as inconsistências eram causadas pela perda de registros de movimento do sensor quando submetido a velocidade do exercício monitorado, maior do que as empregados em laboratório. Este problema foi resolvido com a aplicação do algoritmo de agendamento descrito no capítulo IV.B - Arquitetura de software.

Cada registro enviado pelo dispositivo é composto por duas informações, posição absoluta e intervalo de tempo. A posição, é dada em ticks do encoder rotativo e para a roldana utilizada, tem a equivalência de 1,43cm por tick, já o intervalo entre os ticks é dado em milissegundo, utilizando-se do timer interno do Arduino para realizar a contagem. Com estas informações é possível determinar qual a velocidade e sentido em qualquer ponto do movimento, e com base nos picos e vales determinar a quantidade de repetições executadas.

Na Tabela 1 é possível observar uma amostra de dados que exemplifica a captura de um vale, onde os valores decrescem até um mínimo e depois começam a crescer. A posição 10 representa o vale nesta amostra.

TABELA 1. AMOSTRA DE REGISTROS ENVIADOS PELO DISPOSITIVO

Índice	Posição	Intervalo(ms)
1	16	73
2	15	74
3	14	77
4	13	86
5	12	113
6	11	153
7	10	217
8	11	609
9	12	125
10	13	128
11	14	104
12	15	77
13	16	65
14	17	59
15	18	53

O trecho da amostra apresentada acima é destacada com um quadrado vermelho na representação gráfica dos dados coletados em uma sessão de 12 repetições, visto na Figura 5.

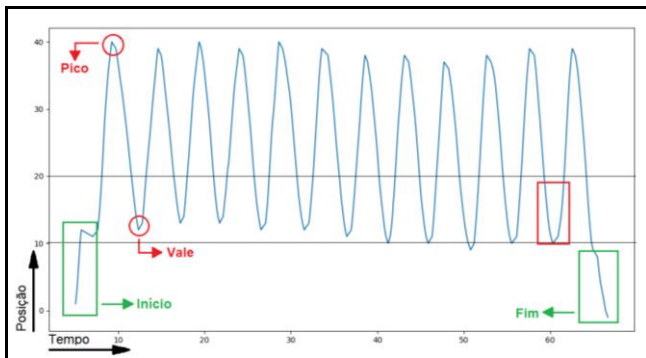


Figura 5. Gráfico de coleta de uma série completa destacando partes importantes

O script de normalização de dados retira os dados que não são relativos à realização do exercício. Primeiramente busca-se os picos e vales, e atribui-se ao vale mais baixo a posição zero no eixo Y, movendo os demais pontos proporcionalmente na mesma direção. Posteriormente são retirados o início e o fim da coleta, destacados na Figura 5, esses registros são referentes a movimentação do braço do aparelho quando o praticante está se posicionando para iniciar ou finalizar o exercício.

A Figura 6 apresenta o gráfico normalizado e com os pontos que representam os picos e vales conectados com uma linha laranja e azul respectivamente.

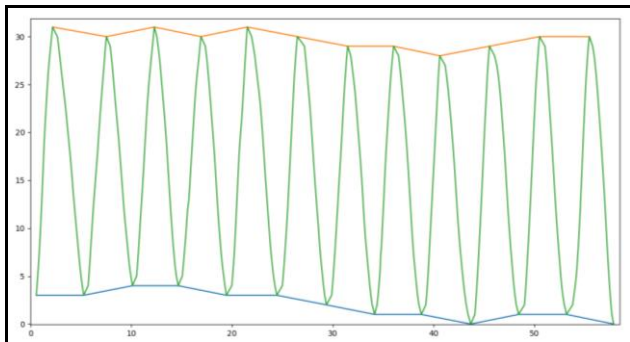


Figura 6. Gráfico de coleta com dados normalizados

O sensor inicia o monitoramento na posição zero, que no aparelho é equivalente a todos os pesos em repouso e o braço do equipamento no seu ponto mais alto. Quanto a alavanca é movimentada para baixo a posição do encoder é incrementada e isso faz com que o gráfico plotado represente o movimento do praticante de forma inversa, esta forma de captura foi adotada pela conveniência de trabalhar apenas com valores positivos. Em decorrência dessa característica um pico no gráfico representa o ponto mais baixo que o praticante atinge em uma repetição, e um vale representa o ponto mais alto. Esta relação é ilustrada na Figura 7 com a posição de leitura de um vale, a esquerda, e de um pico, a direita.



Figura 7. Posição de vales e picos no aparelho Pulley

Estes pontos são importantes para a análise das repetições pois representam o ponto máximo e mínimo que uma repetição, evidenciando a amplitude e frequência do movimento. Observando a distância entre picos e vales obtém-se a amplitude e com o tempo entre eles encontra-se a frequência do movimento, com estas informações determina-se a consistência na execução do protocolo de treino.

Observando com mais detalhes os pontos que compõem a amostra da Tabela 1 é possível perceber que quanto maior o intervalo entre em pontos, mais horizontal será a linha que conecta dois pontos, como pode ser observado comparando os dados na Tabela 1 com os pontos na Figura 8. Portanto, quanto mais horizontal fica a linha do gráfico, mais lento foi o movimento executado no período.

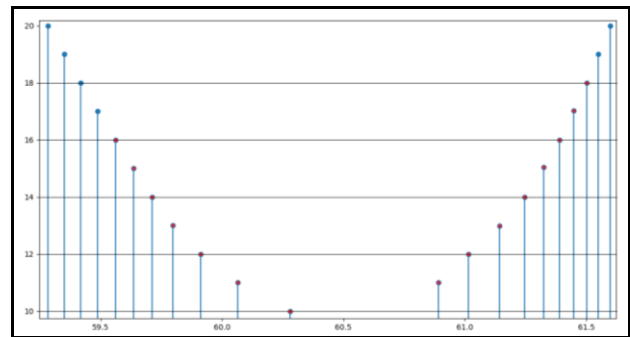


Figura 8. Gráfico stem de uma amostra de série

O dispositivo tem como gatilho para o envio de um novo registro, a movimentação do encoder, portanto a taxa de captura varia com a velocidade do movimento. O maior valor registrado durante os testes foi superior a 30 amostras por segundo, superando o valor definido na fase de projeto.

Como evidência da utilidade do dispositivo destacasse o resultado da média de intervalo de tempo entre os movimentos dos voluntários. Era esperado que GL executando o exercício a 25bpm tivesse o intervalo de 2,4 segundos entre os movimentos e GR, a metade do tempo para 50bpm. Os valores médios para este intervalo registrados pelo dispositivo foram de 2,42 segundos para GL e 1,22 segundos para GR. Resultado que além de mostrar que os voluntários realizaram o protocolo com uma velocidade próxima a indicada, também evidencia a funcionalidade do dispositivo como ferramenta de apoio para controle de variáveis externa em protocolos de treino.

B. Protocolo experimental

A seguir é apresentada a

Tabela 2 que contém informações obtidas de questionário e testes de força. Cada linha apresenta as informações de um voluntário, contendo informações sobre o nível de esforço que lhe é exigido durante as atividades cotidianas de sua profissão, se durante o período do protocolo experimental o voluntário praticou alguma atividade física e qual a sua frequência dentro de uma semana e se já havia praticado musculação previamente. Os demais dados foram obtidos com a aplicação do teste de força máxima, sendo a última coluna o incremento percentual de força dos indivíduos.

TABELA 2. DADOS DE QUESTIONARIO E TESTES DE FORÇA

Volunt.	Grupo	Já praticou musculação	1-RM Inicial (Kg)	1-RM Final (Kg)	Final vs. Inicial
01	R	N	50	55	10,00%
02	R	S	72,5	72,5	0,00%
03	R	S	77,5	82,5	6,45%
04	R	S	67,5	73,5	8,89%
05	R	S	72,5	75	3,45%
06	R	N	57,5	65	13,04%
07	L	S	77,5	82,5	6,45%
08	L	S	70	77,5	10,71%
09	L	S	72,5	78,5	8,28%
10	L	N	57,5	60	4,35%
11	C	S	62,5	62,5	0,00%
12	C	S	65	65	0,00%
13	C	S	77,5	80	3,23%
14	C	S	82,5	85	3,03%
15	C	N	62,5	67,5	8,00%

Aplicando o teste estatístico T student obtêm-se relações entre a média dos resultados de um mesmo grupo com o teste pareado, ou de grupos distintos com amostras independentes, já o ANOVA é utilizado para comparar os três grupos juntos. O nível de significância definido para todos os testes estatísticos deste estudo é de 0,05, logo, assumimos que apenas valores de P menores que este são estatisticamente relevantes.

Aplicando ANOVA de fator único nos dados do teste de 1-RM inicial dos três grupos obtém-se o P-valor de 0,79, indicando uma diferença estatisticamente irrelevante entre os resultados dos três grupos. Com esta informação podemos seguir a análise tendo em vista que os grupos têm uma composição homogênea.

Aplicando T student entre os resultados do teste de 1-RM inicial e final dentro do mesmo grupo obtemos os seguintes valores de P: Grupo de execução Rápida = 0,005; Grupo de execução Lenta = 0,008; Grupo Controle = 0,05. Fica evidente que os grupos que realizaram o protocolo de treino apresentaram maior diferença entre os resultados dos testes, apesar disso o grupo controle também apresenta variação estatisticamente relevante, o que indica que a aplicação do protocolo de treino sozinha não é capaz de explicar o aumento de força dos indivíduos.

É fortemente aceito que os resultados iniciais de ganho de força pela prática de exercícios é atribuído ao aumento da ativação neural, principalmente em indivíduos não treinados [11]. A hipertrofia muscular aumenta gradativamente sua relevância no incremento de força com o passar dos treinos, este comportamento é observado em homens, mulheres, crianças e idosos. Na Figura 9 [12] observa-se que no período inicial do treinamento, entre 8 e 12 semanas, existe uma grande influência da adaptação neural no resultado de força do indivíduo, a partir de então esta tende a se estabilizar e a hipertrofia se torna predominante na influência da progressão de força.

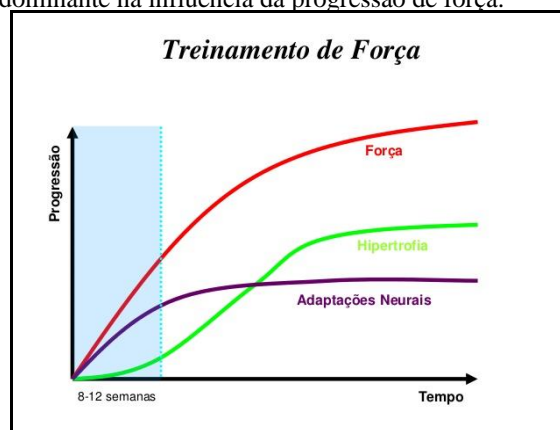


Figura 9. Modelo de fatores neurais e hipertroficados induzidos pelo treinamento de força

O incremento de força observado no grupo controle pode ter sido influenciado por este fator, tendo em vista que houve uma adaptação ao exercício da aplicação do primeiro para o segundo teste de força.

Outra evidência que corrobora com este fator é o incremento de força obtido pelos voluntários que nunca praticaram musculação, estes são identificados pela letra "N" na coluna "Já praticou musculação" na Tabela 2. Em três das quatro ocorrências os voluntários que nunca praticaram musculação apresentam os melhores resultados no ganho de força nos seus respectivos grupos.

VII. CONCLUSÃO

Neste trabalho buscou-se compreender quais parâmetros da execução de um exercício afetam nos seu resultado e desenvolver um aparato eletromecânico que auxilie na tarefa de capturá-los e mensurá-los. Para tanto foram feitos estudos sobre cargas e formas de avaliação do treinamento, sensores de movimento e análise estatística de resultados.

O dispositivo produzido, como descrito nos resultados, apresenta alta taxa de assertividade, representando de forma fiel os movimentos realizados pelo praticante. Este fato apoia a possibilidade de que este seja empregado no monitoramento de exercícios em outros trabalhos que visam obter respostas sobre a realização de atividades físicas onde o acompanhamento do movimento do praticante se faz relevante.

A forma de armazenamento dos dados permite que eles fiquem facilmente acessíveis a usuários interessados em trabalhá-los, e a forma simples de visualização que foi

disponibilizada facilita a análise visual dos dados de coleta. Já as ferramentas escolhidas para tratamento e análise dos dados tem características menos abrangentes, focadas apenas para coletas realizadas no aparelho pulley, tendo em vista as peculiaridades de movimento em diferentes exercícios. Por tanto, ajustes serão necessários quando o dispositivo for empregado a outro exercício ou aparelho de musculação.

A documentação necessária para receber o aval do comitê de ética, a descrição detalhada do projeto, os códigos fonte Python e C, e os resultados de coletas realizados neste trabalho ficarão disponíveis nos seguintes endereços.

Códigos Fonte:

<https://github.com/FabioWanDall/Eletronic-Gym-Assitent>

Documentos e resultados:

<http://bit.ly/2l4zES8>

Os objetivos deste trabalho foram atingidos como visto nos capítulos anteriores onde são apresentados os artefatos produzidos e a análise do conjunto de informações levantados em pesquisa de campo, que por sua vez não apresentou resultados conclusivos acerca da hipótese apresentada.

O número de voluntários para a pesquisa, idealmente deveria ser maior para que as anomalias de um único indivíduo não impactassem tanto nos resultados do seu grupo, tornando os dados estatisticamente mais confiáveis. O período de aplicação do treino também se mostrou inferior ao ideal, tendo em vista que durante as primeiras semanas de treino o fator mais impactante no incremento de força é referente a adaptação ao exercício e não ao aumento da hipertrofia muscular.

A pesquisa com protocolo experimental produzida neste trabalho teve como maior motivador, validar o dispositivo construído. Com tudo, foi apresentado um delineamento de pesquisa que pode se beneficiar da utilização do método de monitoramento aqui apresentado. Outra possibilidade de utilização do dispositivo, é a combinação do seu resultado com o resultado da técnica de eletromiografia, que faz a leitura dos sinais elétricos do sistema nervoso que por sua vez apresenta relação com o fenômeno de adaptação neural [11]. Uma hipótese seria que conforme a intensificação do sinal da eletromiografia, que implica em um maior nível de adaptação neural, também haveria aumento na estabilidade dos dados obtidos pelo dispositivo.

REFERENCES

- [1] K.-L. Taylor, «Monitoring neuromuscular fatigue in high performance athletes», 2012.
- [2] M. L. Pollock *et al.*, «ACSM Position Stand: The Recommended Quantity and Quality of Exercise for Developing and Maintaining Cardiorespiratory and Muscular Fitness, and Flexibility in Healthy Adults», *Med. Sci. Sport. Exerc.*, vol. 30, pp. 975–991, 1998.
- [3] U. F. Julio, V. L. G. Panissa, e E. Franchini, «Predição da carga máxima a partir do número máximo de repetições com cargas submáximas para mulheres», *Rev. Bras. Cineantropometria e Desempenho Hum.*, vol. 13, n. 5, pp. 361–366, 2011.
- [4] R. Snarr, R. M. Eckert, e P. Abbott, «A comparative analysis and technique of the lat pull-down», *Strength Cond. J.*, vol. 37, n. 5, pp. 21–25, 2015.
- [5] S. J. Lusk, B. D. Hale, e D. M. Russell, «Grip Width and Forearm Orientation Effects on Muscle Activity During the Lat Pull-Down», *J. Strength Cond. Res.*, vol. 24, n. 7, pp. 1895–1900, Jul. 2010.
- [6] V. H. Olivera, «Pulley Frente: Para que serve, músculos envolvidos, variações e dicas», 2018. [Em linha]. Disponível em: <https://treinomestre.com.br/pulley-frente/>. [Acedido: 14-Nov-2018].
- [7] P. C. D. S. EMANUEL, «EXOESQUELETO MODULAR PASSIVO PARA ANÁLISE DE MOVIMENTOS DO MEMBRO SUPERIOR E AVALIAÇÃO DAS ATIVIDADES DA VIDA DIÁRIA», UNIVERSIDADE DE MOGI DAS CRUZES, Mogi das Cruzes, SP, 2015.
- [8] D. Thomazini e P. Albuquerque, «Sensores Industriais—Fundamentos e Aplicações», *São Paulo: Érica*. 2005.
- [9] Handson Technology, «Data Specs Rotary Encoder for Arduino/Raspberry».
- [10] R. Mendes Ritti Dias *et al.*, «Influência do processo de familiarização para avaliação da força muscular em testes de 1-RM», *Rev Bras Med Esporte*, vol. 11, n. 1, pp. 34–38, 2005.
- [11] M. A. Brentano e R. S. Pinto, «ADAPTAÇÕES NEURAIS AO TREINAMENTO DE FORÇA», *Rev. Bras. Atividade Física Saúde*, vol. 6, n. 3, pp. 65–77, 2001.
- [12] A. V. N. Bacurau, «Adaptações musculares esqueléticas ao treinamento de força», 2014. [Em linha]. Disponível em: <https://pt.slideshare.net/alinevillanovabacurau/adaptacoes-musculares-esqueleticas-ao-treinamento-de-forca>. [Acedido: 12-Jun-2019].