



**UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM
ENGENHARIA MECÂNICA**

**“DESENVOLVIMENTO DE UMA PLATAFORMA PARA
EXECUÇÃO E AVALIAÇÃO DE TREINOS DE
PERTURBAÇÃO DO EQUILÍBRIO DE MEMBROS
INFERIORES”**

GIOVANNA MENDES AMARAL

Belo Horizonte (MG), 05 de Julho de 2007.

Livros Grátis

<http://www.livrosgratis.com.br>

Milhares de livros grátis para download.

GIOVANNA MENDES AMARAL

**“DESENVOLVIMENTO DE UMA PLATAFORMA PARA
EXECUÇÃO E AVALIAÇÃO DE TREINOS DE
PERTURBAÇÃO DO EQUILÍBRIO DE MEMBROS
INFERIORES”**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Minas Gerais, como requisito parcial à obtenção do título de Mestre em Engenharia Mecânica.

Área de concentração: Calor e Fluidos – Bioengenharia

Orientador: Prof. Marcos Pinotti Barbosa, Dr.
(UFMG/DEMEC)

Belo Horizonte
Escola de Engenharia da UFMG
2007

“Dedico aos meus pais, José Augusto e Maria Lizarda Amaral”

AGRADECIMENTOS

Agradeço em primeiro lugar, e a todo o momento, a **DEUS**, presença constante e definitiva em minha vida, guiando meus passos.

Ao **Professor Marcos Pinotti**, exemplo de empreendedorismo, pela oportunidade e pela paciência.

A Engenheira e grande amiga **Sara Del Vecchio**, minha “co-orientadora” por direito; obrigada pela paciência, pelo interesse, pela presença constante e pelo ombro sempre amigo.

Ao Engenheiro **Daniel Neves Rocha**, obrigada pelo empenho e dedicação, sem os quais esse trabalho jamais teria deixado de ser apenas uma idéia.

Ao Engenheiro **Fabício Carvalho**, obrigada pela disponibilidade e pela grande ajuda, tão necessárias.

Aos alunos de graduação em Engenharia Elétrica, **Adriano Amâncio** e **Maurício Ferrari** que, em momentos diferentes dessa jornada, cada um a seu modo, se desdobraram em meu auxílio.

A grande amiga de laboratório **Cristina Said Saleme** que fez questão de não se limitar apenas a uma colega de curso e que, com grande generosidade, se tornou meu anjo da guarda nesse e em outros projetos de vida.

Ao Engenheiro e amigo de velha data **Claysson Bruno Vimieiro**, grande motivador e “responsável” pela minha presença no Laboratório de Bioengenharia.

Aos grandes amigos que fiz nessa jornada, colegas de laboratório (em especial **Angélica** e **Shirley**, dois grandes exemplos) e alunos de graduação (em especial **André Horta Paraíso**).

Às **grandes amigas de sempre** que não medem esforços, nem palavras quando o assunto é me incentivar e que sempre estiveram presentes, tornando-se cada vez mais imprescindíveis.

Ao **Sr. João e funcionários da oficina do Departamento de Física (ICEX)** pela grande disposição em ajudar. Em especial ao **Joércio Emílio Arruda**, grande colaborador e entusiasta de nossos projetos.

Ao **Alexandre Teixeira** da Empresa Bios Eletronics, pela dedicação em colaborar com a confecção da placa e elaboração do software de processamento dos sinais e, principalmente, pela paciência.

A **Analog Devices** pela doação dos acelerômetros.

Às **secretárias do DEMEC** sempre dispostas a nos ajudar, muito especialmente à **Sandra**, nossa maior defensora.

Ao professor **Elmo Salomão Alves**, pela disponibilidade em ceder seu espaço e equipamento.

Ao **CNPq**, pela bolsa que, durante alguns meses, me auxiliou a cumprir essa jornada.

SUMÁRIO

	RESUMO	
1.	INTRODUÇÃO	09
1.1.	Objetivos	15
1.1.1.	Objetivo geral	15
1.1.2.	Objetivos específicos	15
2.	REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	
2.1.	Plataformas geralmente utilizadas em protocolos de treino de perturbação	18
2.2.	Medidas de vibração de superfícies	20
3.	METODOLOGIA	22
3.1.	Construção da plataforma eletromecânica e dos dispositivos de controle de movimentação.	23
3.2.	Seleção dos instrumentos e métodos para medição	26
3.2.1.	Procedimentos de teste para verificação do comportamento do sensor para medidas de oscilação	26
3.2.2.	Processamento de sinais	29
3.3.	Análise estatística	29
4.	RESULTADOS E DISCUSSÃO	31
5.	CONCLUSÃO	37
6.	SUGESTÕES PARA ESTUDOS FUTUROS	38
	ABSTRACT	39
	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	40
	ANEXOS	
	ANEXO A – Desenhos mecânicos	A1
	ANEXO B – <i>Data Sheet do Motor</i>	B1
	ANEXO C – <i>Data Sheet do acelerômetro</i>	C1
	ANEXO D– Gráficos dos resultados não apresentados no corpo do texto para os testes realizados com a bancada	D1

LISTA DE FIGURAS

FIGURA 2.1 - Três principais tipos de plataformas utilizadas em ambiente clínico.	18
FIGURA 3.1 - Vista geral da plataforma	23
FIGURA 3.2 – Sistema de eixo e rolamentos lineares que garantiu a movimentação tanto em translação com em rotação	24
FIGURA 3.3 – Sistema mecânico de travas	24
FIGURA 3.4 – Sistema eletromecânico de regulação	25
FIGURA 3.5 – Diagrama de blocos da placa de aquisição de dados.	26
FIGURA 3.6 – Imagem da bancada de testes desenvolvida para os ensaios do sistema de medição quando acoplado à plataforma.	27
FIGURA 4.1 – Oscilação dos valores de aceleração para o teste com a bancada a frequência de 10 RPM.	30
FIGURA 4.2 – FFT para os valores de aceleração para o teste com a bancada de 10 RPM.	31
FIGURA 4.3 – Oscilação dos valores de aceleração para o teste com a bancada a frequência de 40 RPM.	31
FIGURA 4.4 – FFT para os valores de aceleração para o teste com a bancada de 40 RPM.	32
FIGURA 4.5 – Oscilação dos valores de aceleração para o teste com a bancada a frequência de 80 RPM.	32
FIGURA 4.6 – FFT para os valores de aceleração para o teste com a bancada de 80 RPM.	32
FIGURA 4.7 – Gráfico de dispersão dos valores de frequência para o teste com a bancada.	33
FIGURA ANEXO D.1– Oscilação dos valores de aceleração para o teste com a bancada a frequência de 20 RPM.	D1
FIGURA ANEXO D.2 – FFT para os valores de aceleração para o teste com a bancada de 20 RPM.	D1
FIGURA ANEXO D.3– Oscilação dos valores de aceleração para o teste com a bancada a frequência de 30 RPM.	D2
FIGURA ANEXO D.4 – FFT para os valores de aceleração para o teste com a bancada de 30 RPM.	D2
FIGURA ANEXO D.5– Oscilação dos valores de aceleração para o teste com a bancada a frequência de 50 RPM.	D2
FIGURA ANEXO D.6 – FFT para os valores de aceleração para o teste com a bancada de 50 RPM.	D3
FIGURA ANEXO D.7– Oscilação dos valores de aceleração para o teste com a bancada a frequência de 60 RPM.	D3
FIGURA ANEXO D.8 – FFT para os valores de aceleração para o teste com a bancada de 60 RPM.	D3
FIGURA ANEXO D.9– Oscilação dos valores de aceleração para o teste com a bancada a frequência de 70 RPM.	D4
FIGURA ANEXO D.10 – FFT para os valores de aceleração para o teste com a bancada de 70 RPM.	D4

RESUMO

A estabilidade de uma articulação está relacionada à capacidade do sistema músculo-esquelético de responder às forças impostas sobre as estruturas articulares durante a movimentação. Lesões de ligamentos são as causas mais comuns de alterações na estabilidade articular e podem resultar em diferentes graus de incapacidade. Durante programas de reabilitação e prevenção dessas lesões são realizados treinos de perturbação de equilíbrio com o objetivo de permitir que os pacientes desenvolvam compensações dinâmicas para suprir os déficits mecânicos relacionados, onde perturbações são impostas à superfície de plataformas com bases instáveis. No entanto, esse tipo de treino nem sempre atinge os resultados esperados, pois ainda não se obteve uma padronização de parâmetros importantes tais como a intensidade de perturbação a ser imposta e a amplitude de movimento permitida. O objetivo do presente trabalho é o desenvolvimento de uma plataforma eletro-mecânica para a execução e avaliação de treinos de perturbação de equilíbrio, em ambiente clínico e com a definição de parâmetros como a amplitude máxima de oscilação permitida e a intensidade de perturbação. A plataforma foi projetada para suportar um peso de 150 kgf e permitir, alternadamente, translação horizontal (até 7,6 cm) e rotação lateral (até 20°). Foi desenvolvido um sistema cuja estrutura permite que sua superfície, inicialmente estável, após uma perturbação inicial comporte-se como uma plataforma oscilatória cuja estabilização dependa exclusivamente da capacidade do indivíduo posicionado sobre ela. O sistema de medição foi testado nas diferentes condições experimentais e demonstrou comportamento adequado às medidas desejadas.

Palavras-Chaves: estabilidade articular, membros inferiores, treino de perturbação, lesões ligamentares.

1. Introdução

Durante a realização de atividades cotidianas, a movimentação coordenada de diversos segmentos corporais e a interação desses segmentos com o ambiente resultam em forças reativas no sistema músculo-esquelético, principalmente nas estruturas articulares (SILVA, 2004). A capacidade individual de responder a essas forças determina a estabilidade de uma articulação (SILVA, 2004). Dependendo de sua direção, essas forças podem atuar como facilitadoras do movimento, minimizando a atuação muscular durante sua execução, ou podem promover a desestabilização articular sendo, nesses casos, denominadas perturbações (SILVA, 2004). É necessário que, durante as atividades funcionais, o sistema seja capaz de responder às perturbações, retornando à condição inicial e que esse retorno ocorra em um tempo aceitável (WAGNER e BLICKHAN, 1999).

Em uma articulação, a capacidade de resposta depende da interação entre a geometria articular e a rigidez dos tecidos periarticulares, como cápsulas, ligamentos e músculos (SILVA, 2004; LINFORD *et al.*, 2006; FONSECA *et al.*, 2004a; FONSECA *et al.*, 2004b; BARATTA *et al.*, 1988). Quanto maior o contato entre as superfícies de uma articulação e a tensão gerada pelos tecidos em torno dela, maior sua capacidade de manutenção ou retorno à condição inicial e, por consequência, maior a estabilidade articular (SILVA, 2004; MARKOLF *et al.*, 1981; FONSECA *et al.*, 2004b; HURD *et al.*, 2004; BARATTA *et al.*, 1988).

As estruturas ligamentares são consideradas como as principais responsáveis pela manutenção da estabilidade e pela proteção articular durante as atividades funcionais (LEPHART, 1993). A importância das estruturas ligamentares é relacionada à imposição de restrição mecânica aos movimentos (LEPHART, 1993) e, por este motivo os ligamentos são considerados estruturas mecânicas passivas que trabalham em associação para promover estabilidade articular.

Existem evidências de que, mesmo em situações normais, as sobrecargas impostas às articulações podem superar a capacidade de resistência dos tecidos cápsulo-ligamentares (SILVA, 2004; WIKSTROM *et al.*, 2006), demandando ajustes no nível de ativação muscular para garantir resistência articular às perturbações impostas durante as atividades

cotidianas (SILVA, 2004; SOJKA *et al.*, 1989; WAGNER e BLICKHAN, 1999). Os mecanismos de estabilização não podem, portanto, serem justificados apenas pela ação mecânica dos ligamentos. Apesar da importância de se avaliar o comportamento mecânico dessas estruturas, devem-se considerar também suas características fisiológicas (BEARD *et al.*, 1994; SOJKA *et al.*, 1989). A associação entre o comportamento mecânico passivo das estruturas capsulares e ligamentares e sua atuação de controle sobre a ativação muscular pode estar relacionada aos desarranjos que geralmente ocorrem nas estruturas articulares após uma ruptura ligamentar (BEARD *et al.*, 1994; SOJKA *et al.*, 1989; RUDOLPH *et al.*, 1998; EASTLACK *et al.*, 1999; NOYES *et al.*, 1983).

Apesar dos déficits relacionados a esse tipo de lesão, encontram-se muitas vezes indivíduos capazes de manter a estabilidade articular durante atividades de alta demanda, mesmo após importantes rupturas ligamentares (CHMIELEWSKI *et al.*, 2005; EASTLACK *et al.*, 1999; LEWEK *et al.*, 2003; RUDOLPH *et al.*, 2001; RUDOLPH *et al.*, 1998). Essa capacidade de adaptação e manutenção da estabilidade articular pode estar relacionada à presença de adaptações musculares (LEWEK *et al.*, 2003; RUDOLPH *et al.*, 2001).

Os padrões utilizados para gerar compensação muscular emergem de características individuais e a capacidade de estabilização é também variável mesmo quando os indivíduos apresentam o mesmo tipo de lesão ligamentar (CHMIELEWSKI *et al.*, 2005; EASTLACK *et al.*, 1999; LEWEK *et al.*, 2003; FITZGERALD *et al.*, 2000a). Os indivíduos adotam padrões de compensação aleatórios que estão mais relacionados à taxa de ativação de diversos músculos que à força de um grupo muscular específico (CHMIELEWSKI *et al.*, 2005; LEWEK *et al.*, 2003; RUDOLPH *et al.*, 2001; FITZGERALD *et al.*, 2000a; RUDOLPH *et al.*, 2001).

Tradicionalmente, o tratamento conservador de lesões ligamentares consiste em programas que enfatizam o ganho ou a manutenção da mobilidade articular, aumentos na capacidade de geração de força dos músculos da coxa, resistência, treino de agilidade, modificação da atividade funcional e imobilização (FITZGERALD *et al.*, 2000a). Como os padrões de alteração de movimento e postura parecem se desenvolver logo após a instalação da lesão, independente da capacidade de adaptação do indivíduo (CHMIELEWSKI *et al.*, 2005; LEWEK *et al.*, 2003), o sucesso dos programas de reabilitação para pacientes que desejam

retornar às atividades de alto-impacto deverá ser maior se técnicas de tratamento que induzem alterações compensatórias adequadas forem incorporadas ao programa (CHMIELEWSKI *et al.*, 2005; FITZGERALD *et al.*, 2000a; BOTTIGLIA *et al.*, 2005).

Seja qual for o mecanismo proposto para explicar as respostas musculares às perturbações, a natureza força-dependente desses mecanismos sugere que a exposição das articulações a forças potencialmente desestabilizantes durante treinamento pode ser o estímulo necessário para encorajar o desenvolvimento de padrões compensatórios neuromusculares efetivos (FITZGERALD *et al.*, 2000a; LEWEK *et al.*, 2003; GRIFFIN *et al.*, 2003). Técnicas de tratamento e prevenção que busquem promover o desenvolvimento desses padrões compensatórios protetores podem ser desenvolvidas para encorajar respostas musculares involuntárias as perturbações (FITZGERALD *et al.*, 2002; LEWEK *et al.*, 2003; FITZGERALD *et al.*, 2000a; GRIFFIN *et al.*, 2003).

Tratamentos que envolvem perturbação de superfícies de suporte (aqui chamado de treino de perturbação do equilíbrio, mas também conhecido de treino de propriocepção ou treino de equilíbrio) permitem aplicação de forças e torques variados aos membros inferiores em múltiplas direções e de maneira controlada (FITZGERALD *et al.*, 2002; FITZGERALD *et al.*, 2000a). Apesar da freqüente utilização desse tipo de trabalho na prática clínica, principalmente no que se refere à reabilitação e prevenção de lesões esportivas, a prescrição desse tipo de treino é usualmente realizada de forma empírica e aleatória, sem padronização de parâmetros como a intensidade de perturbação e a quantidade de movimento máximo permitida. A evolução do tratamento é determinada pelo grau de solicitação da tarefa, sendo caracterizada por variações da dificuldade e do tipo de plataforma ou tábua disponível. Durante este período, a resposta do indivíduo não é mensurada devido à grande dificuldade em estabelecer parâmetros para avaliação da resposta estabilizadora. São avaliados componentes da resposta motora e, dependendo do modelo teórico considerado, os parâmetros avaliados são diferentes. Os parâmetros mais utilizados para caracterizar respostas motoras são medidas de propriocepção, de controle postural, de atividade muscular e avaliações de movimento.

A propriocepção é definida como a habilidade do indivíduo em determinar a posição de um segmento corporal no espaço, detectar movimento (cinestesia) e perceber resistências

aplicadas a ele (WIKSTROM *et al.*, 2006; RIEMANN e LEPHART, 2002a; HOLM *et al.*, 2004; HOLM *et al.*, 2004; RIEMANN *et al.*, 2002b). A instrumentação utilizada para quantificar essas habilidades é variável, mas os dinamômetros isocinéticos têm sido muito empregados devido a sua capacidade de gerar e medir movimentação e resistência (IHARA e NAKAYAMA, 1986). Apesar da natureza pouco funcional dessas medidas, acredita-se que a integridade desses mecanismos garanta a capacidade de resposta reflexa quando uma perturbação é imposta ao sistema, garantindo assim uma “resposta protetora” (HOLM *et al.*, 2004).

As medidas de controle postural são geralmente realizadas na postura de pé, em condições estáticas ou após uma perturbação e são chamadas estabilometria (WIKSTROM *et al.*, 2006). Essa técnica utiliza uma plataforma de força para quantificar a oscilação do centro de massa corporal na posição de pé, as variáveis avaliadas são deslocamento e trajetória do centro de massa durante o balanceio postural (OLIVEIRA *et al.*, 2000; PORTO *et al.*, 2005; WIKSTROM *et al.*, 2006; SCHMIDT *et al.*, 2003; WILK *et al.*, 1999; BANKOFF, 2006).

A atividade muscular é medida por eletromiografia (EMG). Essa medida detecta a atividade elétrica gerada pelos músculos esqueléticos e é utilizada para detectar padrões de iniciação ou latência, cessação e magnitude dessa atividade, associados a respostas protetoras musculares (WIKSTROM *et al.*, 2006; LEWEK *et al.*, 2002).

Tradicionalmente, a EMG tem sido utilizada para medir respostas musculares de articulações como o joelho e o tornozelo (LINFORD *et al.*, 2006; LEWEK *et al.*, 2002; BEARD *et al.*, 1994; RUDOLPH *et al.*, 2001). As variáveis mais comumente relacionadas à ativação muscular reflexa nessas articulações são latência, seqüência e pico de ativação (LINFORD *et al.*, 2006; BEARD *et al.*, 1994). Tem sido preconizada a utilização da EMG também para quantificar medidas que representem o nível de ativação simultânea da musculatura em torno de uma articulação durante atividade (FONSECA *et al.*, 2004b; CHMIELEWSKI *et al.*, 2005; FONSECA *et al.*, 2004a; RUDOLPH *et al.*, 2001; GRANATA *et al.*, 2004). Baratta *et al.* (1988) considera a co-contração muscular mediada pelos receptores ligamentares como crucial para a estabilidade articular.

Medidas cinéticas e cinemáticas estão diretamente relacionadas aos parâmetros de força e movimentação (amplitude, direção, sentido) envolvidos durante a atividade (WIKSTROM *et al.*, 2006). Cinética tem sido utilizada para estabelecer como as forças internas (contrações musculares e forças resistivas ligamentares) preparam o corpo ou reagem às forças externas (força de reação do solo, aterrissagem e impulsão) (HEWETT *et al.*, 1988; GRANATA *et al.*, 2004). As forças podem ser medidas diretamente por transdutores implantados na estruturas articulares ou indiretamente utilizando plataformas de força (WIKSTROM *et al.*, 2006).

A cinemática inclui medidas de deslocamentos lineares e angulares, realizadas através do rastreamento de segmentos corporais e podem utilizar várias técnicas como análise de movimento, dispositivos de rastreamento eletromagnético e eletrogoniômetros (CHMIELEWSKI *et al.*, 2005; HURD *et al.*, 2006; RUDOLPH *et al.*, 1998; RUDOLPH *et al.*, 2001). Essas medidas têm sido utilizadas para detectar adaptações funcionais em pacientes com instabilidade articular e estabelecer diferenças entre grupos (HEWETT *et al.*, 1988; LEWEK *et al.*, 2002; RUDOLPH *et al.*, 1998; RUDOLPH *et al.*, 2001). Alterações nos padrões de movimentação durante atividades funcionais podem representar importantes medidas para identificação de alterações de estabilidade (LEWEK *et al.*, 2002; RUDOLPH *et al.*, 1998; RUDOLPH *et al.*, 2001).

Baseados na relevância dos componentes dinâmicos para a manutenção da estabilidade articular, pesquisadores e clínicos têm demonstrado grande interesse em testes que permitam avaliá-los (WIKSTROM *et al.*, 2006; VAN EMMERIK e VAN WEGEN, 2002). São necessários procedimentos de teste que permitam avaliação dinâmica e funcional dos padrões individuais de resposta, respeitando as características de adaptação dos pacientes e os padrões de ativação muscular variáveis que podem surgir em resposta a uma mesma perturbação (FITZGERALD *et al.*, 2000a). Apesar do grande número de protocolos disponíveis para avaliação de estabilidade, a quantificação desses testes envolve a utilização de instrumentação de alto custo e pouca praticidade para o ambiente clínico, o que tem restringido sua utilização às situações experimentais. Além disso, muitos desses protocolos por envolverem apenas componentes de resposta motora são pouco representativos do comportamento global do sistema em situação dinâmica. Testes

funcionais de saltos (*hop tests*) têm sido utilizados para determinar assimetria entre os membros inferiores de indivíduos com lesão do ligamento cruzado anterior, mas sua utilização como único instrumento para quantificar função de um membro ainda é controversa (RUDOLPH *et al.*, 2000; NOYES *et al.*, 1991).

Nesse contexto, esse trabalho tem como objetivo projetar e construir uma plataforma eletromecânica, para ser usada em ambiente clínico, que permita que os treinos se iniciem em situação estática com a determinação prévia de parâmetros como a amplitude máxima de oscilação permitida e a intensidade de perturbação durante a realização dos treinos. E que seja capaz de avaliar a resposta do sistema a perturbações utilizando medidas da vibração, permitindo caracterizar o comportamento do sistema.

1.1. Objetivos

1.1.1. Objetivo geral

Desenvolver uma plataforma para execução e avaliação de treinos de perturbação do equilíbrio de membros inferiores.

1.1.2. Objetivos específicos

Desenvolver um sistema mecânico pelo qual seja possível realizar treinos de perturbação do equilíbrio de membros inferiores a partir de condições estáticas, com um mecanismo que permita que desestabilizações alternadas em rotação ou translação possam ser impostas com amplitudes máximas previamente determinadas.

Desenvolver a instrumentação necessária para a avaliação quantitativa da resposta motora de indivíduos quando submetidos a treinos de perturbação.

2. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

2.1 Plataformas utilizadas em protocolos de treino de perturbação de equilíbrio

Durante a prática clínica e a realização de estudos que avaliam os efeitos desse tipo de protocolo para reabilitação e prevenção de lesões são utilizados diferentes tipos de plataformas. Esses dispositivos são comumente confeccionados em madeira e consistem de uma superfície plana fixada a uma base instável sendo que sua forma, o seu tamanho e a estrutura da superfície e da base variam de acordo com o objetivo do terapeuta. A FIG.2.1 mostra os três tipos principais de plataformas No Brasil, todas recebem a denominação de tábua de equilíbrio ou tábua de propriocepção. No entanto, decidiu-se adotar nesta dissertação uma nomenclatura específica para cada uma dessas plataformas, baseada na nomenclatura utilizada em inglês.



FIGURA 2.1. – Três principais tipos de plataformas utilizadas em ambiente clínico. (a) plataforma de inclinação (b) plataforma de oscilação (c) plataforma de translação

O QUADRO 2.1 apresenta um resumo do panorama geral de treinos de perturbação de equilíbrio e os tipos de plataforma empregados que foram descritos na literatura. A maior parte dos protocolos utiliza plataformas de translação e inclinação. CHMIELEWSKI *et al.*, propõem a utilização de um protocolo que inclui movimentação em translação com distâncias de perturbações limitadas entre 1 e 2 polegadas (de 2,54 a 5,08 cm). Protocolos de simulação de entorse e perturbação de marcha utilizam uma amplitude inversão de tornozelo de no máximo 20° (PACHECO *et al.*, 2005, FONSECA *et al.*, 2004b).

QUADRO 2.1.- Panorama geral de treinos de perturbação.

Referência	Plataformas	Objetivos conclusões e limitações.
IHARA e NAKAYAMA, 1986	Plataformas de oscilação, de inclinação e de translação	Introduzir treino de controle articular dinâmico e avaliar seus efeitos em melhorar coordenação neuromuscular de joelhos lesados Concluiu-se que o treino de controle articular dinâmico tem potencial para diminuir o tempo de atraso da reação muscular.
BEARD <i>et al.</i> , 1994	Plataforma de oscilação	Investigar a eficácia de dois regimes de reabilitação para joelhos com deficiência do ligamento cruzado anterior (LCA) do joelho. Houve diferença significativa dos parâmetros funcionais avaliados, com melhora maior no grupo que utilizou a plataforma.
FITZGERALD <i>et al.</i> , 2000a	plataformas de translação e de inclinação	Determinar a eficácia de se acrescentar a um programa de reabilitação não-operatório de lesão de LCA um programa de treino de perturbação. Ambos os programas permitiram o retorno dos indivíduos a atividade atlética, o programa de treino de perturbação parece garantir diminuição da incidência de falseio dessa articulação durante a prática esportiva e garantir os benefícios por um período de tempo maior.
CHMIELEWSKI <i>et al.</i> , 2002	plataformas de translação e de inclinação	Identificar o efeito de um programa de reabilitação sobre a ativação muscular no membro envolvido durante a marcha em indivíduos com lesão aguda do LCA e determinar se mudanças nessa ativação coincidem com melhora funcional. As relações musculares estabelecidas após o treinamento sugerem que treino de perturbação aumenta estabilidade dinâmica do joelho. Todos os indivíduos retornaram a suas atividades pré-lesão sem experimentar instabilidade.
FITZGERALD <i>et al.</i> , 2002	plataformas de translação e de inclinação	Descrever o desenvolvimento e implementação de um programa de treino de agilidade e perturbação que foi usado em associação a atividades de reabilitação tradicionais para um paciente com osteoartrite (OA) de joelho. Ao final da reabilitação, o paciente estava hábil a andar em superfícies desniveladas e escadas, retornou a jogar golf e tênis sem episódios de instabilidade e com dor reduzida.
HOLM <i>et al.</i> , 2004	<i>balance mats</i> , plataforma de oscilação	Introduzir um programa de treinamento neuromuscular em atletas de elite de handball feminino. Houve melhora significativa do equilíbrio dinâmico. O efeito no equilíbrio dinâmico foi mantido um ano depois do tratamento. Para equilíbrio estático e outras variáveis nenhuma diferença significativa foi encontrada.
CHMIELEWSKI <i>et al.</i> , 2005	plataformas de inclinação e de translação	Determinar como treino de perturbação altera a co-contração e cinemática do joelho em pacientes com bom potencial para compensar uma lesão de LCA sem reconstrução cirúrgica. Há evidência de um mecanismo pelo qual treino de perturbação atua como uma intervenção efetiva para promover atividade muscular coordenada numa população selecionada de pessoas com ruptura de LCA.
MYER <i>et al.</i> , 2005	<i>BOSU Balance Trainer</i> , <i>Airex Balance Pad</i> , <i>Swiss Ball</i>	Descrever uma nova abordagem multidisciplinar para avaliar e preparar um paciente com artrite reumatóide juvenil para a participação segura em esportes. Treinamento neuromuscular especializado pode contribuir para minimizar o risco de lesões futuras nesses pacientes.
HURD <i>et al.</i> , 2006	Plataformas de inclinação e de translação	Identificar padrões de atividade muscular baseados no sexo durante perturbações da marcha que possam contribuir para lesões de LCA, e determinar se um programa de treinamento pode positivamente influenciar padrões entre atletas femininos saudáveis. Houve alteração nos padrões de ativação da muscular do joelho que podem reduzir o risco de lesão entre uma população de alto risco.
LINFORD <i>et al.</i> , 2006	<i>Dynadisc</i> , <i>baps</i>	Avaliar a influência de um programa de treinamento neuromuscular na latência e tempo de reação do músculo fibular longo. O programa reduziu significativamente o tempo de reação da musculatura em indivíduos saudáveis e pode ter efeito em melhorar as restrições dinâmicas durante atividade.

Com base nesses dados, AMARAL *et al.* (2007) desenvolveram uma plataforma mecânica para treino de perturbação de equilíbrio capaz de suportar um peso de até 150 kgf e permitir movimentação alternada em translação e rotação nas amplitudes máximas preconizadas na literatura.

2.2 Medidas de vibração de superfícies

Como descrito anteriormente, treinos de perturbação, geralmente, consistem em impor oscilações mecânicas ao sistema músculo-esquelético. Essas oscilações ocorrem sobre o eixo de uma superfície instável. Oscilações mecânicas em torno a uma posição de referência são chamadas vibrações. Um sistema vibratório, assim como o sistema locomotor humano pode ser representado por uma associação de massas e molas (BRUEL & KJAER, 1978; DERRICK *et al.*, 2000; BUTLER *et al.*, 2003; DOORENBOSCH *et al.*, 1995; FERRIS *et al.*, 1998; GÜNTHER e BLICKHAN, 2002, GRANATA *et al.*, 2004). A quantidade de vibração gerada pelo sistema depende das forças (desequilíbrio, choque, fricção, acústica) aplicadas a ele e da sua resposta, caracterizada como a mobilidade do sistema e determinada pelos seus parâmetros estruturais (massa, rigidez e amortecimento) (BRUEL & KJAER, 1978). A vibração pode ser quantificada através de parâmetros mecânicos como aceleração, velocidade e deslocamento. (HOLMAN, 1994). No caso do treino de perturbação o sistema vibratório que deve ser considerado envolve todo sistema corpo-superfície e a medição deve verificar se as frequências e amplitudes permitidas após a aplicação de força não representam mobilidade excessiva do sistema. É necessário, portanto, para escolha de um sistema de medição adequado, conhecer a faixa de frequência típica. Tem sido preconizado que o limiar de percepção humana para vibrações está entre um e oito hertz (BOWER, 1999), existem também evidências de que a oscilação natural do corpo humano apresenta dois componentes, um de baixa frequência e alta amplitude e outro de alta frequência e baixa amplitude. Mesmo considerando que essa oscilação natural não representa os componentes de resposta motora a serem avaliados pelo sistema proposto, e considerando que as características do sistema se mantêm, podemos considerar a natureza das oscilações a serem avaliadas como o componente de baixa frequência, já que a amplitude de oscilação é alta. A faixa de oscilação do sistema a baixas frequências estaria entre 1 e 2 Hz. Sendo assim, pode-se considerar que a vibração gerada durante os treinos, já

que é facilmente percebida, ocorre a baixas frequências. A escolha do sistema de medição deve também levar em consideração a praticidade e disponibilidade do equipamento, além, da escolha dos parâmetros a serem medidos.

Quando posicionado sobre uma superfície instável, o acelerômetro é capaz de gerar informação a respeito da vibração imposta a essa superfície em relação ao solo, baseados nisso, PORTO *et al.* (2005), propuseram a utilização de acelerômetro para construção de um estabilômetro. Como os sistemas vibratórios e o sistema locomotor humano apresentam características mecânicas semelhantes e têm seu comportamento influenciado pelos mesmos parâmetros físicos, se um indivíduo é posicionado sobre esse tipo de superfície e uma perturbação conhecida é imposta ao sistema, a medida da oscilação permitida pelo indivíduo sobre a superfície pode representar um valor indireto da estabilidade articular dinâmica de membros inferiores desse indivíduo, ou seja, uma medida da mobilidade do sistema ou da resposta do indivíduo a perturbação imposta.

3. METODOLOGIA

Para a concepção de um mecanismo que permitisse a avaliação das respostas de membros inferiores a perturbações, foi necessário estudar uma metodologia pela qual poderia ser mensurada a resposta oscilatória do sistema e desenvolver um equipamento que permitisse que os indivíduos fossem submetidos às perturbações a partir de uma situação estática.

Uma vez selecionado o sensor adequado para mensurar as respostas, foram delineados procedimentos para avaliação do comportamento do sensor e para verificação da sua capacidade de resposta.

Para avaliação do acelerômetro foram realizados experimentos em que o sensor foi sujeito a diferentes frequências e amplitudes de oscilação em diferentes situações, a fim de verificar sua capacidade de resposta e o comportamento do sinal. Foram utilizados métodos que permitissem que os valores de frequência e amplitude fossem previamente estabelecidos durante os experimentos.

O projeto da plataforma eletromecânica foi elaborado utilizando um sistema de CAD em três dimensões (Solidworks). O mecanismo consiste de uma plataforma inicialmente estável que permite, de forma não simultânea desestabilização nas direções de rotação e translação. Os movimentos de translação horizontal foram limitados a amplitudes máximas de 76 mm e os de rotação lateral foram limitados em 20°, como estabelecido em estudos anteriores (CHMIELEWSKI *et al.*, 2005; PACHECO *et al.*, 2005, FONSECA *et al.*, 2004b). O dimensionamento da plataforma e de seus componentes mecânicos principais (eixo e rolamentos) e a seleção dos materiais adequados foram realizados para atender à demanda de carga nominal de 150 kgf. Um sistema mecânico de acionamento para travamento e destravamento da plataforma foi especialmente desenvolvido. Esse sistema teve pedido de patente realizado pela Coordenadoria de Transferência e Inovação Tecnológica (CTIT) da Universidade Federal de Minas Gerais em setembro de 2007.

3.1. Construção da plataforma eletromecânica e dos dispositivos de controle de movimentação.

A plataforma é constituída de uma base inferior fixa (1) e uma base superior oscilatória (2), entre as quais são fixados um sistema mecânico de travas (3), um sistema eletromecânico de regulagem (4), um sistema de amortecimento (5) e um sistema de medição (Fig 1). Para permitir os movimentos de rotação e translação da base superior foram utilizados rolamentos lineares (6) fixados por mancais (7) na sua superfície inferior. Os rolamentos foram montados sobre um eixo (8) que foi fixado em suas extremidades a bases verticais (9) fixadas à base inferior (Fig 2).

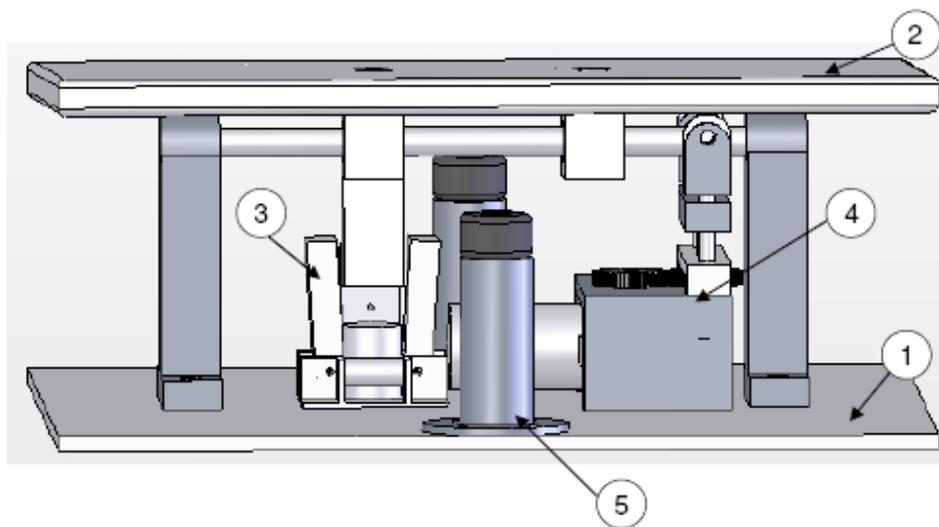


FIGURA 3.1 – Vista geral da plataforma

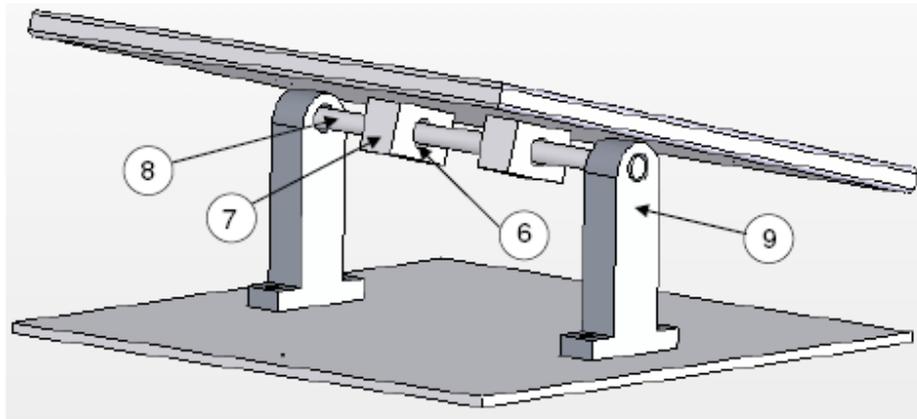


FIGURA 3.2 - Sistema de eixo e rolamentos lineares que garantiu a movimentação tanto em translação com em rotação

O sistema mecânico de travas é constituído de quatro alavancas (10). As alavancas são posicionadas em torno de uma haste (11) conectada a um dos mancais da base superior e são fixadas por pequenos eixos a um suporte (12) acoplado a base inferior. O acionamento das travas é realizado pela tração de cabos (13) conectados diretamente a estas (Fig 3). A tração dos cabos pode ser realizada por atuadores lineares e/ou atuadores rotacionais como pistão pneumático, pistão hidráulico, solenóides e/ou motores. As alavancas quando acionadas duas a duas, separadamente restringem o movimento de translação ou de rotação da tábua, e quando acionadas simultaneamente travam toda movimentação da base superior.

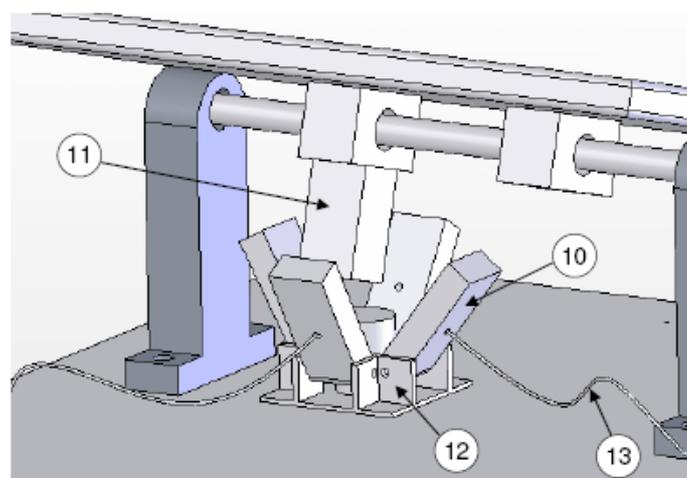


FIGURA 3.3 – Sistema mecânico de travas

O sistema eletromecânico de regulagem é constituído de um suporte (14), um motor (15), um sistema de transmissão(16), um eixo com rosca (17) e um braço de elevação (18) com rolamentos axiais em suas extremidades superiores. Esse sistema é responsável para controlar a amplitude do movimento de rotação e para isolar o movimento de translação. O motor (15) pode ser de corrente contínua ou de corrente alternada, é fixado ao suporte (14) e este é conectado a base inferior. O sistema de transmissão (16) pode ser feito por engrenagens ou sistema de correia e polias. O eixo com rosca (17) é responsável por converter o movimento de rotação do motor em deslocamento linear vertical do braço de elevação (18) (Fig. 4). Rolamentos (19) são utilizados nas extremidades superiores do braço de elevação a fim de eliminar o atrito com a base superior. O ângulo de rotação da tábua é regulado pelo posicionamento do braço de elevação. Quando o sistema eletromecânico de elevação é acionado pelo motor, sua rotação em uma direção desloca o braço de elevação superiormente, diminuindo a amplitude máxima de rotação da base superior. Quando este se encontra em elevação máxima o movimento de rotação é bloqueado, colocando os rolamentos das extremidades em contato com a base superior. Para o sentido contrário de rotação do motor, o braço de elevação é deslocado para baixo, aumentando a amplitude de rotação disponível.

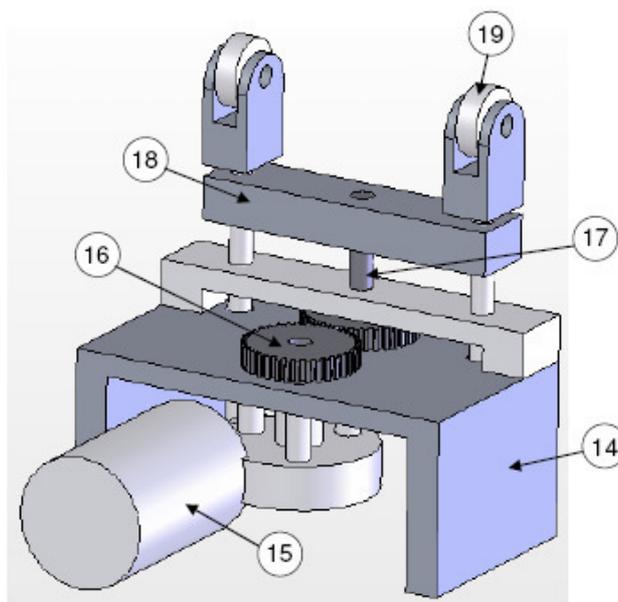


FIGURA 3.4 – Sistema eletromecânico de regulagem

Para que durante o movimento de rotação da base superior não haja impacto nos rolamentos (19) em extremos de amplitude, foi desenvolvido um sistema composto por uma associação de batentes (5) com pontas macias podendo ser confeccionadas de elastômero.

3.2. Seleção dos instrumentos e métodos para medição

Para a realização das medidas de frequência e amplitude de oscilação da plataforma foi selecionado um acelerômetro de dois eixos ADXL311 ($\pm 2g$), fabricado pela Analog Devices (especificações técnicas no Anexo B) para o qual foi especialmente desenvolvido um sistema de aquisição de dados. A FIG. 3.5. mostra o diagrama de blocos da placa de aquisição desenvolvida. O sensor foi acoplado a um capacitor de 100nF na saída de cada um dos seus eixos, o que implementou um filtro passa-baixa de 50 Hz. Os sinais provenientes de cada um dos dois eixos passam então por um conversor analógico/digital (A/D) de 10 bits e frequência de amostragem de 200 Hz e por um filtro digital IIR de 2ª ordem com frequência de corte de 8.8 Hz. O sinal é transmitido para um PC através de uma porta serial Rs232 com frequência de amostragem de 20 Hz. No PC os valores de aceleração são armazenados num arquivo do tipo CSV para posterior processamento e registrados a uma unidade de 60xg. O sistema foi posicionado em uma caixa plástica que foi fixada a uma das extremidades da base superior.

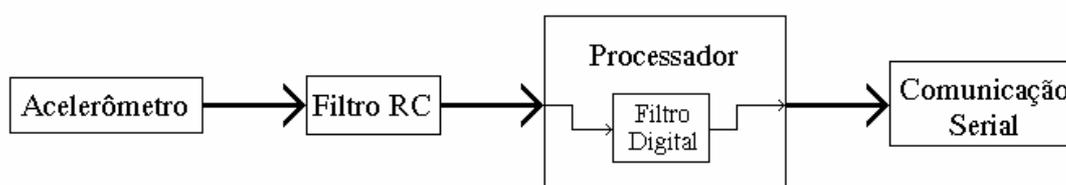


FIGURA 3.5. – Diagrama de blocos da placa de aquisição de dados.

3.2.1 Procedimentos de teste para verificação do comportamento do sensor para medidas de oscilação

O acelerômetro foi acoplado à plataforma, tendo o eixo x alinhado perpendicularmente ao eixo de rotação e o eixo y paralelo à movimentação em translação.

Após a realização de testes preliminares, foi desenvolvido um sistema de hastes controlado por um motor de corrente contínua para imposição de movimento oscilatório constante em diferentes velocidades, conforme FIG. 3.6.

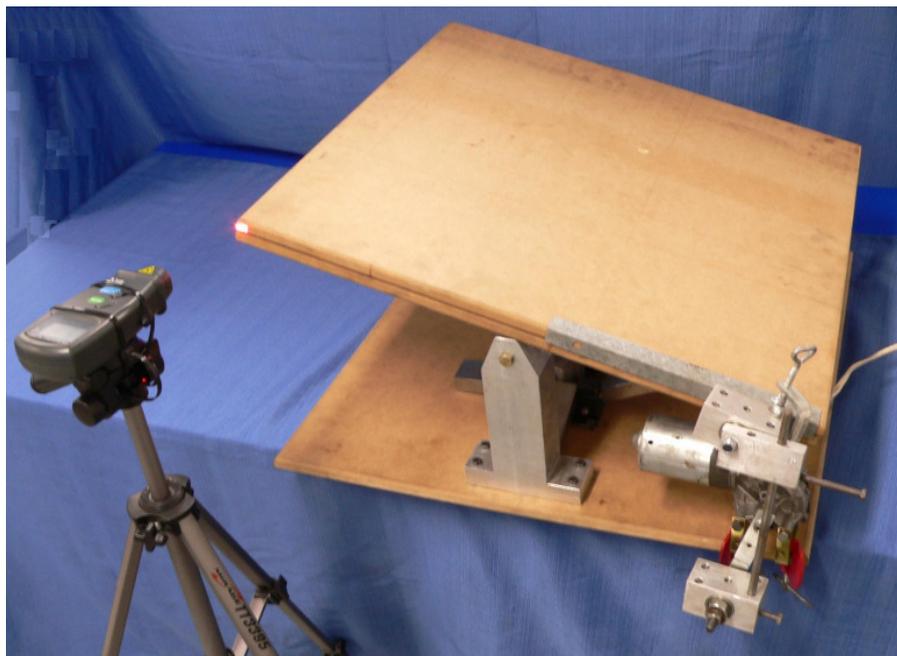


FIGURA 3.6 – Imagem da bancada de testes desenvolvida para os ensaios do sistema de medição quando acoplado à plataforma.

Os testes foram realizados em 5 séries, sendo realizadas 9 repetições (uma para cada velocidade do motor) em cada uma das 4 primeiras séries. Foi utilizado um tacômetro (Digital Tachometer MDT-2238a, Minipa, Brasil) para quantificar cada uma das velocidades, o tacômetro mediu em rpm, com resolução de uma casa decimal a velocidade de oscilação da plataforma. A cada mudança de velocidade esperou-se que a medida de oscilação no visor do tacômetro apresentasse um comportamento estável (a média dos valores registrados foi utilizada para estabelecer correlação posterior com os dados gerados pelo acelerômetro). A última etapa consistiu na imposição de valores fixos de rotação variando de 10 em 10 rpm, até um valor máximo de 80 rpm, a velocidade do motor foi

regulada de acordo com a medida do tacômetro. Os testes foram então realizados da seguinte forma:

Teste 1

O motor permaneceu ligado durante toda a bateria de testes. A velocidade foi aumentada sem parada do motor. Foram realizadas medidas nas 9 velocidades disponíveis.

Teste 2

O motor foi desligado a cada mudança de velocidade. Foram realizadas medidas nas 9 velocidades disponíveis em ordem crescente.

Teste 3

Esse ensaio foi iniciado a partir da maior velocidade disponível. O motor permaneceu ligado durante toda a bateria de testes. A velocidade foi diminuída sem parada do motor. Foram realizadas medidas nas 9 velocidades disponíveis.

Teste 4

Esse ensaio foi iniciado a partir da maior velocidade disponível. O motor foi desligado a cada mudança de velocidade. Foram realizadas medidas nas 9 velocidades disponíveis em ordem decrescente.

Teste 5

Foram realizadas cinco coletas a cada velocidade, foram impostos valores de oscilação de acordo com as medidas do tacômetro. Os valores variaram de 10 a 80 rpm.

Os arquivos gerados foram salvos e os dados foram posteriormente processados para avaliação das respostas de frequência.

3.2.2 Processamento de sinais

Os arquivos gerados durante os testes foram armazenados. Após a construção dos gráficos de oscilação dos valores de aceleração no domínio do tempo, foi calculada a Transformada Rápida de Fourier (FFT) desses vetores para cada eixo, permitindo-se, assim, a análise dos mesmos no domínio da frequência. E a comparação dos valores de frequência gerados após processamento com os valores medidos com o tacômetro.

3.3. Análise estatística

Para verificar a correlação entre os valores registrados pelo tacômetro e os valores de frequência gerados após o processamento dos dados foi utilizado o coeficiente de correlação de Pearson.

4. RESULTADOS E DISCUSSÃO

PORTO *et al.* (2005) propuseram um procedimento de calibração estática para um acelerômetro empregado para um estabilômetro. Contudo, no presente estudo, testes preliminares mostraram influência da direção e amplitude de movimentação sobre os resultados. Considerando que o sensor durante a utilização não será imposto apenas a aceleração estática e que a amplitude de oscilação da plataforma durante os testes não pode ser reproduzida por outros procedimentos, foi desenvolvida uma bancada de testes para gerar oscilação na plataforma em rotação apresentada na FIG. 3.6. Os resultados desse procedimento são apresentados nas FIG. 4.1 a FIG 4.6. Apesar de terem sido realizadas cinco baterias de testes são apresentados aqui apenas os gráficos resultantes do quinto teste. Os resultados de frequência máxima dos demais testes (valores numéricos) são utilizados posteriormente para estabelecer correlação. Os demais gráficos para o Teste 5 encontram-se no Anexo D.

A FIG. 4.1 representa a oscilação dos valores de aceleração quando o tacômetro acusava valores próximos a 10 RPM (0,17 Hertz), a aceleração oscilou de maneira irregular, gerando uma forma gráfica com sobreposição de senóides.

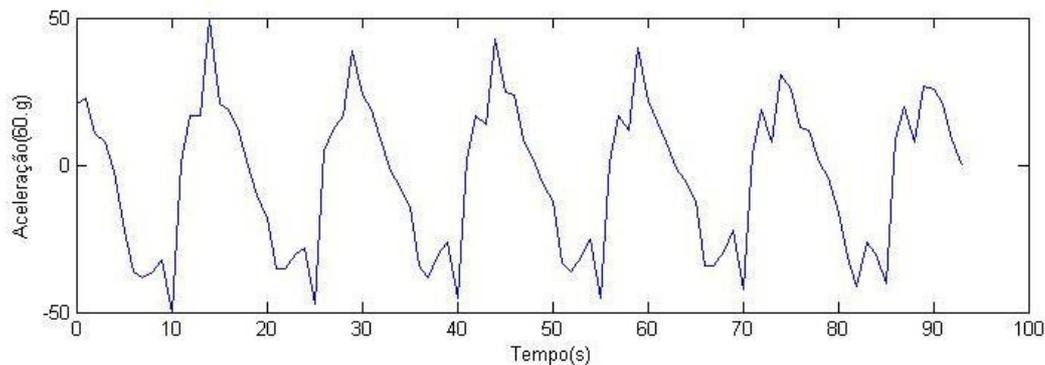


FIGURA 4.1 –Oscilação dos valores de aceleração para o teste com a bancada a frequência de 10 RPM ($\cong 0,17$ Hertz).

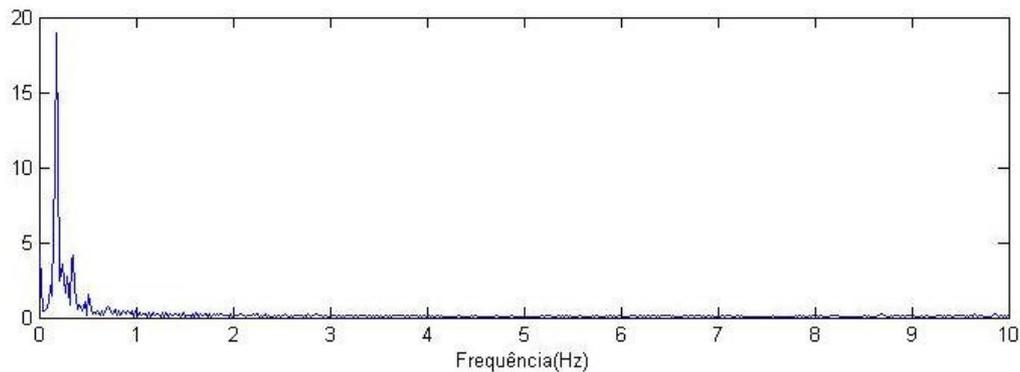


FIGURA 4.2 –FFT para os valores de aceleração para o teste com a bancada de 10 RPM (0,17 Hertz).

A FIG. 4.2 representa a FFT dos valores apresentados na FIG. 4.1, como na figura anterior houve sobreposição de senóides, sua representação no domínio da frequência apresenta mais de um harmônico, mas o harmônico principal encontra-se bem próximo do valor esperado ($\cong 0,17$ Hertz) para esse teste.

Na FIG. 4.3 é apresentado o gráfico para oscilação da aceleração a uma frequência imposta de 40 RPM ($\cong 0,67$ Hertz). Nessa frequência a oscilação de aceleração se apresenta basicamente como uma senóide. Na FIG. 4.4, a FFT apresenta um harmônico principal bem demarcado.

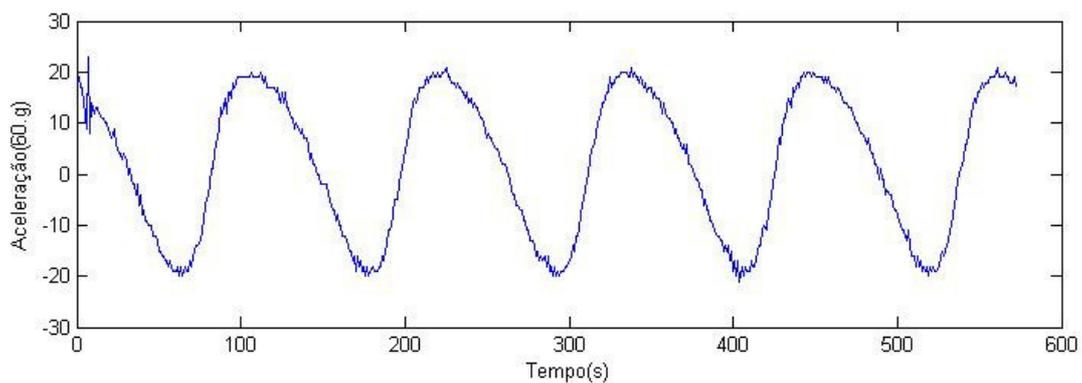


FIGURA 4.3 – oscilação dos valores de aceleração para o teste com a bancada a frequência de 40 RPM.

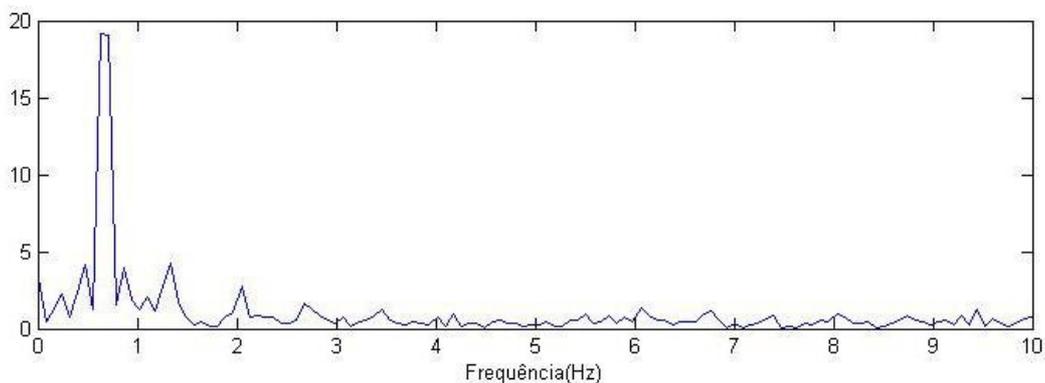


FIGURA 4.4 – FFT para os valores de aceleração para o teste com a bancada de 40 RPM.

O gráfico para oscilação da aceleração à frequência imposta de 80 RPM ($\cong 1,33$ Hertz) é apresentado na FIG. 4.5. A FFT apresenta um harmônico principal bem demarcado (FIG. 4.6), mas o espalhamento espectral é maior nessa frequência.

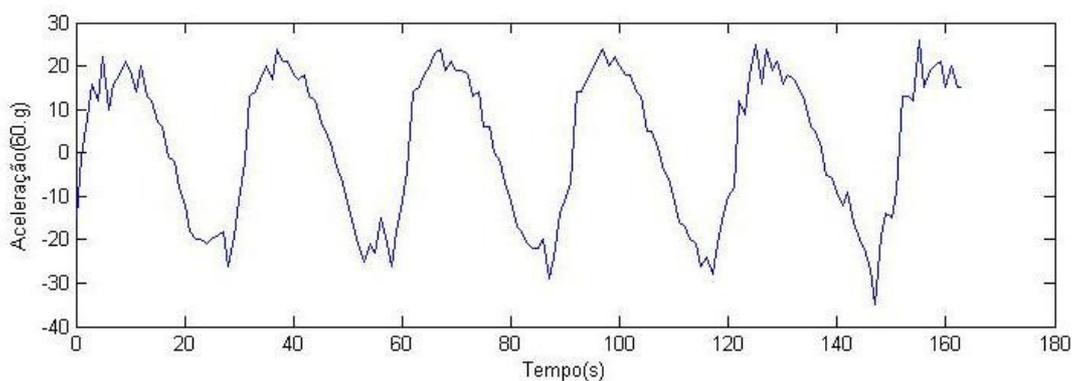


FIGURA 4.5– oscilação dos valores de aceleração para o teste com a bancada a frequência de 80 RPM ($\cong 1,33$ Hertz).

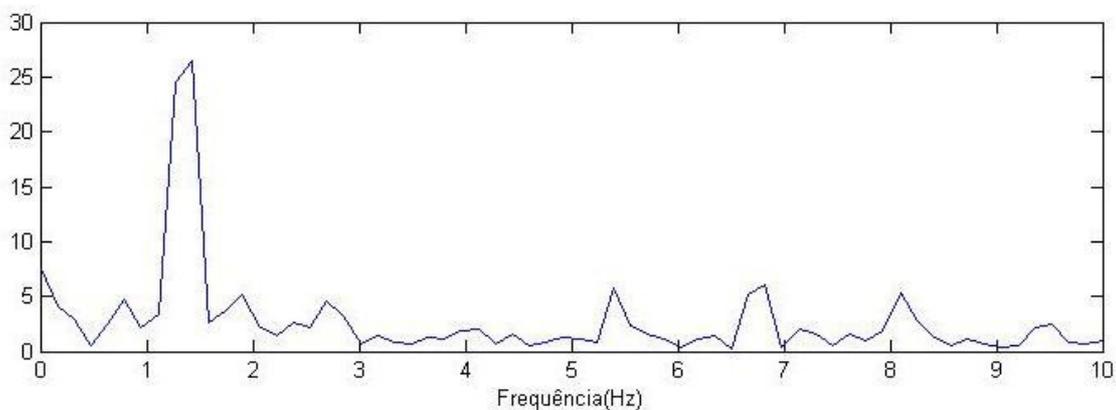


FIGURA 4.6 – FFT para os valores de aceleração para o teste com a bancada de 80 RPM ($\cong 1,33$ Hertz).

Após a análise dos resultados apresentados nas FIG. 4.1 a 4.6, a frequência máxima obtida após o cálculo da FFT foi correlacionada a média dos valores registrados por um tacômetro durante o procedimento. Foi encontrado índice de correlação de Pearson $R^2 = 0,9902$, esse índice demonstrou alta correlação entre os resultados do processamento e os valores medidos.

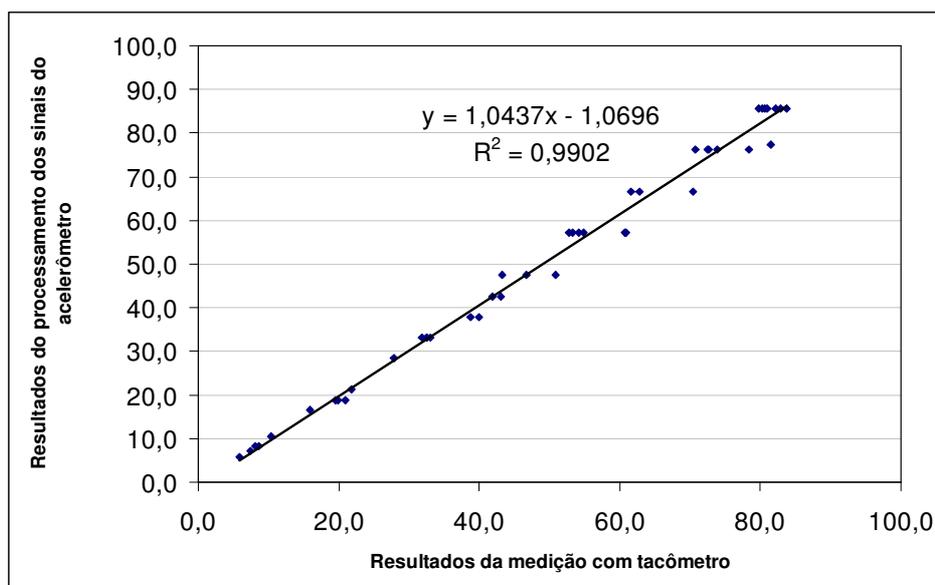


FIGURA 4.7 – Gráfico de dispersão dos valores de frequência para o teste com a bancada.

Por outro lado, as coletas foram delimitadas em cinco ciclos de oscilação independentemente da frequência avaliada, o que altera o número de pontos analisados. O tamanho da amostra foi menor em altas frequências, o que pode ter influenciado o processamento da FFT. A estabilidade das medidas geradas pelo tacômetro também pode ter sido influenciada pelo aumento da frequência, uma vez que esse aumento representa maior velocidade de oscilação e diminuição do tempo de contato do sensor com o ponto de referência.

A análise de incerteza não foi realizada, mas as informações pertinentes a estabilidade e repetibilidade das medidas encontram-se no *DataSheet* do sensor (ANEXO C).

Foram utilizadas baixas frequências de oscilação, os valores oscilaram entre 5 e 90RPM, essas frequências foram determinadas de acordo com a capacidade do motor utilizado durante os testes. Os dados apontam também para saturação da atividade do motor em

maiores velocidades. O controle de velocidade apresenta dez diferentes velocidades, mas a frequência quase não se alterou entre as duas últimas, o que levou a utilização apenas de nove das dez velocidades disponíveis. Mesmo após essa medida muitos dos resultados apresentaram pouca variação entre as velocidades nomeadas como 8 e 9. Quando acoplado ao aparato de teste, esse motor foi capaz de gerar uma frequência máxima de rotação em torno de 85 RPM, ou seja, algo em torno de 1,2Hz.

Embora respostas posturais sejam vastamente investigadas, a maior parte dos estudos que avaliam essas respostas se baseiam em medidas como deslocamento e trajetória do centro de massa com o sujeito parado na posição de pé, ou seja, do balanceio ou oscilação natural do corpo. (WIKSTROM *et al.*, 2006; SCHMIDT *et al.*, 2003; BANKOFF, 2006). Poucos estudos avaliam a frequência de oscilação do sistema e, geralmente, esses estudos avaliam essa variável apenas durante o balanceio postural, oscilação natural do corpo. Alguns autores relatam que a oscilação natural do corpo humano apresenta dois componentes, um de baixa frequência e alta amplitude e outro de alta frequência e baixa amplitude. Mesmo considerando que essa oscilação natural não representa os componentes de resposta motora a serem avaliados pelo sistema proposto, e considerando que as características do sistema se mantêm, podemos considerar a natureza das oscilações avaliadas como o componente de baixa frequência, já que a amplitude de oscilação é alta. Segundo os autores que avaliaram essas respostas de frequência, a faixa de oscilação do sistema estaria entre 1 e 2 Hz. Alguns estudos de vibração de corpo inteiro relatam ainda que com o joelho fletido, posição frequentemente adotada pelos indivíduos após esse tipo de perturbação, uma frequência de 2 Hz já seria suficiente para colocar o sistema em ressonância. A grande dificuldade é estabelecer parâmetros para seleção adequada do sensor, uma vez que pouco se conhece a respeito de medidas objetivas das respostas nessas situações.

Partindo desses pressupostos pode-se considerar, *a priori*, que o comportamento do sistema de medição é adequado ao objetivo proposto, mas que somente com estudos futuros envolvendo a participação de voluntários poderão ser determinados que ajustes e alterações serão necessários.

O balanceio postural reflete a relação entre as pequenas perturbações atuando sobre o corpo e as ações do sistema de controle para manter o equilíbrio durante a postura de pé em

condições estáticas (PAVOL, 2005). Vários autores têm discutido a idéia de que, mais do que uma análise isolada de medidas como deslocamento de centro de massa e frequência de oscilação, é necessário estabelecer uma relação entre elas (KITABAYASHI *et al.*, 2003; PRIETO *et al.*, 1996; ROCCHI *et al.*, 2004). Esses estudos têm proposto de maneira simplista uma multiplicação dessas variáveis para estabelecer relação. MAURER e PETERKA (2005) propuseram para avaliação do balanceio postural, um modelo de pêndulo invertido que considera o comportamento do sistema de controle postural. Esse modelo, contudo, se restringe apenas às situações estáticas do equilíbrio de pé, e apresenta, segundo WINTER *et al.* (1998), condição de subamortecimento para caracterizar as oscilações do centro de massa e centro de pressão. Em casos como os avaliados pela plataforma, em que as respostas não se restringem à movimentação em bloco e podem envolver flexão de joelhos esse modelo torna-se pouco representativo. Observando as características do sistema e considerando estudos que têm modelado matematicamente os membros inferiores durante atividades funcionais (WINTER *et al.*, 1998; DERRICK *et al.*, 2000; BUTLER *et al.*, 2003; ETTEMA E HUIJING *et al.*, 1994; DOORENBOSCH *et al.*, 1995; FERRIS *et al.*, 1998; GÜNTHER e BLICKHAN, 2002, GRANATA *et al.*, 2004), acredita-se que através de modelos massa-mola que têm se mostrado úteis tanto para caracterização do sistema locomotor quanto para a caracterização de sistemas vibratórios, possam-se estabelecer relações muito mais representativas entre as variáveis em questão. Vale ressaltar que mais do que avaliar respostas posturais a proposta desse estudo é avaliar a estabilidade articular de membros inferiores, sendo necessária a posterior modelagem matemática do sistema plataforma-membro inferior para correta interpretação dos parâmetros avaliados. E, somente após a determinação do modelo matemático a ser adotado, poderá ser realizada a adequação do processamento às principais variáveis de interesse.

Embora, durante a realização dos testes de frequência, não tenha sido realizado o processamento do sinal para obtenção de medidas de amplitude de oscilação, observou-se que o sistema de medição não respondeu bem a oscilações de baixa amplitude. Ou seja, as incertezas geradas pelo sistema são maiores em baixas amplitudes de oscilação. Partindo desse pressuposto, o processamento se torna um complicador, uma vez que tanto a integração dos valores de aceleração para gerar medidas de amplitude, quanto à utilização

da FFT, poderiam propagar essa incerteza de medição. O sistema parece, portanto ser pouco recomendado para avaliação de oscilações de alta frequência e baixa amplitude. Apesar dessa condição atual do sistema, medidas de processamento e alterações na configuração da placa podem melhorar a sua performance, uma vez que o sensor empregado é bastante robusto e responde bem a essas oscilações.

Quanto à estrutura mecânica, seu comportamento parece ser adequado. Exigindo apenas alguns ajustes para automatização do sistema. Sua estrutura já permite que seja utilizada para fins de tratamento, durante a realização de treinos de perturbação; uma vez que com a liberação das travas sua desestabilização representa comportamento oscilatório. Para fins de avaliação o sistema pode ser utilizado, mas devido à ausência de dados normativos, o equipamento permite apenas a utilização de medidas de evolução de um mesmo indivíduo para avaliar sua resposta estabilizadora ao longo de processos de reabilitação. Esse tipo de medida já representa muito em ambiente clínico, uma vez que permite verificar se as técnicas de tratamento estão representando ou não melhora da capacidade do indivíduo.

5. CONCLUSÃO

Foi desenvolvida uma plataforma para execução e avaliação de treinos de perturbação do equilíbrio de membros inferiores. Sua estrutura permite que a superfície superior, inicialmente estável, após uma perturbação inicial comporte-se como uma plataforma oscilatória. A estabilização do sistema após essa perturbação depende exclusivamente da capacidade do indivíduo posicionado sobre ele. É possível, ainda, quantificar a oscilação permitida utilizando um acelerômetro acoplado a plataforma. A resposta do sensor avaliado e o processamento empregado, *a priori*, são satisfatórios para o objetivo proposto, apresentando índice de correlação de Pearson $R^2 = 0,9902$, quando comparado a medidas realizadas com um tacômetro comercial. A realização dessas medidas possibilita a caracterização da resposta estabilizadora de membros inferiores do indivíduo, gerando valores de relacionados à vibração do sistema.

6. SUGESTÕES PARA ESTUDOS FUTUROS

É necessária a realização de alguns estudos futuros, tais como:

- Avaliar as respostas do sistema de medição a diferentes condições de teste;
- Desenvolver um novo software de análise que permita o processamento instantâneo do sinal;
- Desenvolver um modelo matemático do sistema plataforma-membro inferior que permita calcular um valor representativo da rigidez do sistema, relacionando as medidas propostas à estabilidade do sistema;
- Realizar testes clínicos para caracterizar o comportamento das medidas e estabelecer os melhores parâmetros e ajustes de processamento a serem implementados, além de realizar comparações.

ABSTRACT

Dynamic and static stabilities are important parameters to human locomotion. Joint stability impairments are related to ligament injuries, and results in different degrees of disability. During ligament injuries rehabilitation perturbation trainings are frequently used, this kind of treatment aims to permit that the patients develop dynamic compensations to supply the mechanical deficits established. These trainings consist in apply perturbations on the support surface, and frequently use unstable boards. This kind of training prescription is generally made in an empiric and random way, without standardization of patterns like perturbation intensity or maximum range of motion permitted. The treatment evolution is generally based on the task difficult and the kind of board available. Some works have demonstrated the practice efficacy when the correct prescription is done, but is this works the training parameters are standardized. The present study aims to develop an eletromechanical platform that permits, in clinical environment, the previous determination of training parameters like maximum range of motion permitted and perturbation intensity, making possible that the training begins in a static way. It was developed too a system able to measure the vibration permitted in the system during the practice. The platform was developed to support 150 kgf in weight and permits, alternatively, horizontal translation (7,6 mm) and lateral rotation (20°). The measurement system was tested in different conditions and showed adequate response to desired application. It was developed a mechanical system whose structure permits that the surface, initially unstable, after a perturbation be able to act like an oscillatory platform and the system stabilization depends only on the patient ability. The adequate use depends on the correct patterns determination during the prescription and evaluation of the rehabilitation program.

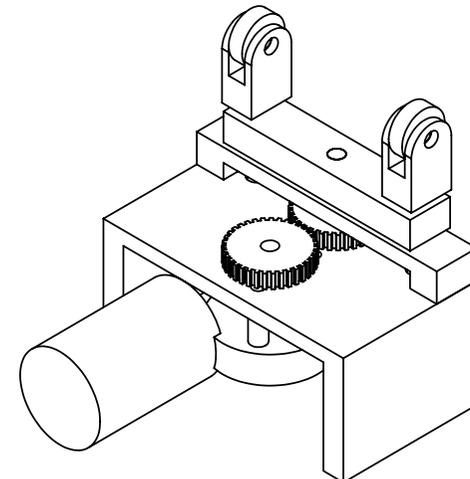
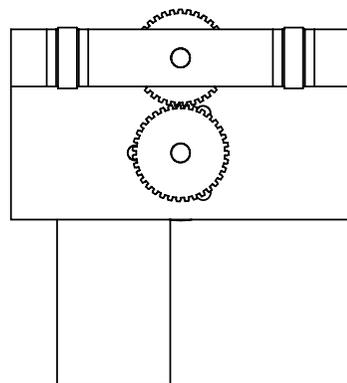
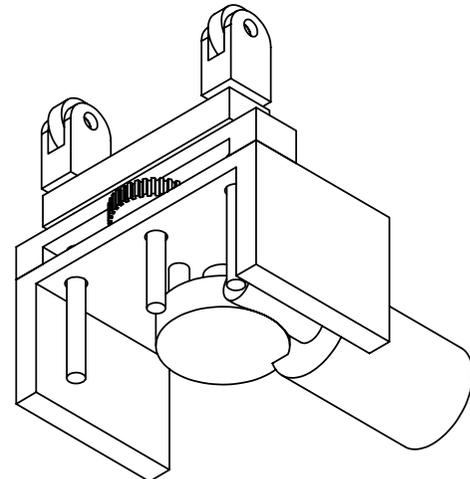
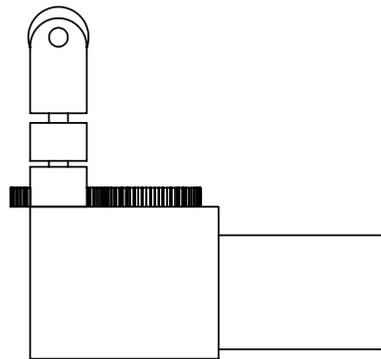
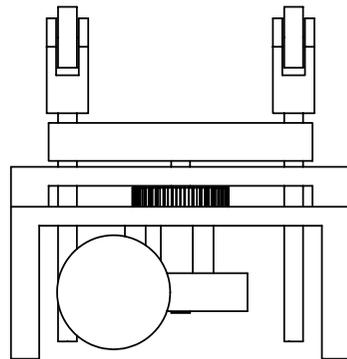
Key-words: joint stability, lower limbs, perturbation training, ligament injuries.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

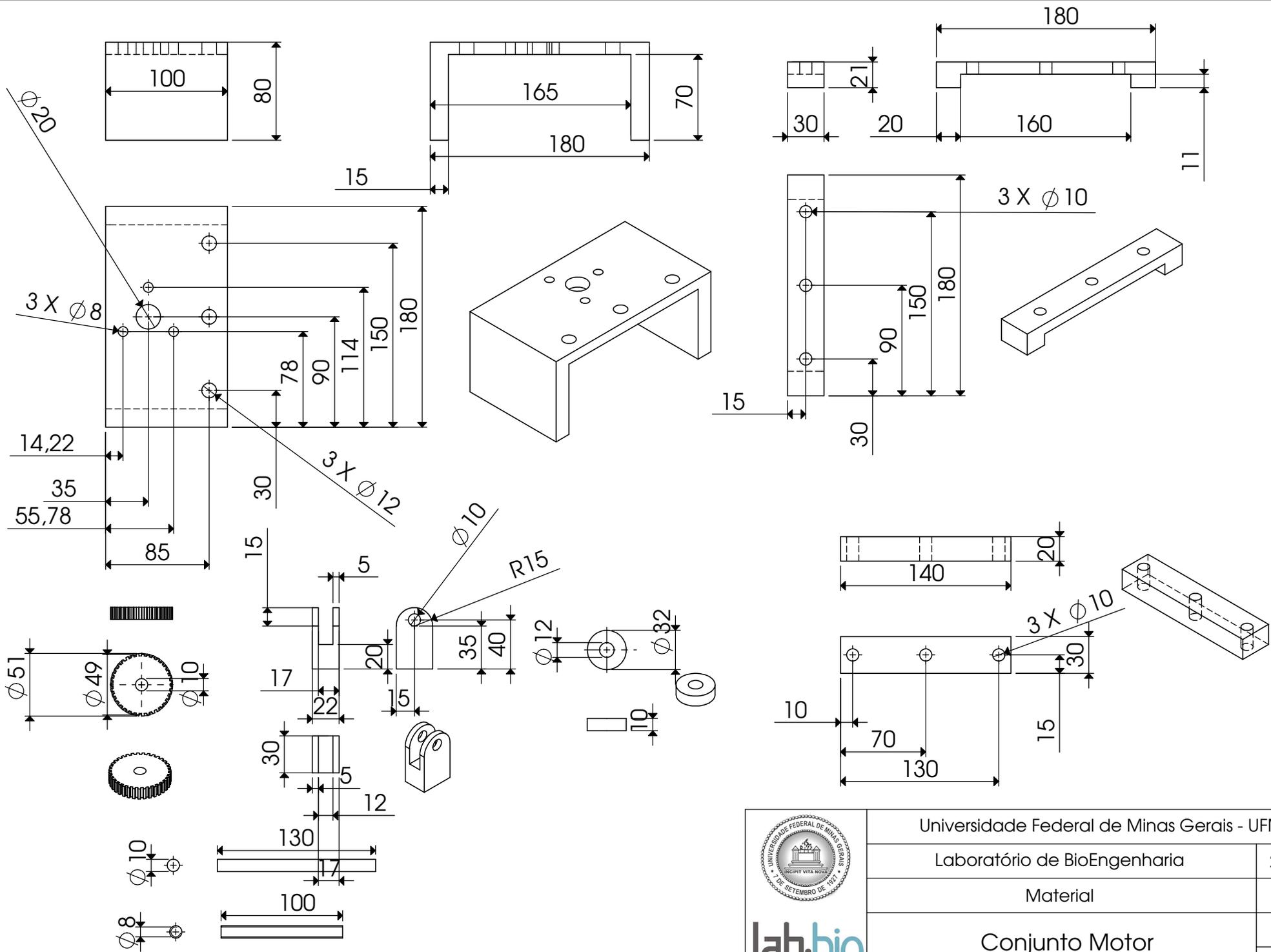
1. AMARAL, G..M., DEL VECCHIO, S., ROCHA, D. N., BARBOSA, M.P. Desenvolvimento de uma plataforma mecânica para treino de perturbação de membros inferiores. In: *1º Encontro Nacional de Engenharia Biomecânica*, 2007.
2. BANKOFF A. D. P. Análise do equilíbrio corporal estático através de um baropodômetro eletrônico. *Revista Conexões*, v. 4, n. 2, p. 19-30, 2006.
3. BARATTA, R., SOLOMONOW, M., ZHOU, B.H., LETSON, D., CHUINARD, R., D'AMBROSIA, R. Muscular coactivation : the role of the antagonist musculature in maintaining knee stability. *Journal of Sports Medicine*, v. 16, n. 2, p. 113-122, 1988
4. BEARD, D.J., DODD, C.A.F., TRUNDLE, H.R., SIMPSON, A.H.R.W. Proprioception enhancement for anterior cruciate ligament deficiency: A prospective randomised trial of two physiotherapy regimes. *J BoneJoint Surg [Br]* , v. 76-B, n. 4, p. 654-659, 1994
5. BOTTIGLIA, P..F., CORRADINI, C., VERDOIA, C., LUCCHESI, G. Perturbation training vs table training in the proprioceptive rehabilitation after ACL reconstruction. In: *XIV International Congress on Sports Rehabilitation and Traumatology: The accelerated rehabilitation of the injured athlete*, 2005.
6. BRIGHAM, E.O. *The Fast Fourier transform and its applications*. 1 Edition. New Jersey: Prentice Hall, 1974. 446 p.
7. BRUEL & KJAER, N. Piezoelectric accelerometer and vibration preamplifier handbook - theory and application handbook. 1978. 98p.
8. BUTLER, R.; CROWELL, H.; DAVIS, I. Lower extremity stiffness: implications for performance and injury. *Clinical Biomechanics*, v. 18, n. 6, p. 511-517, 2003.
9. CHMIELEWSKI, T.L., RUDOLPH, K.S., SNYDER-MACLER, L. Development of dynamic knee stability after acute ACL injury. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 12, p. 267-274, 2002.
10. CHMIELEWSKI T.L., HURD, W.J., RUDOLPH, K.S., AXE, M.J., SNYDER-MACLER, L. Perturbation Training Improves Knee Kinematics and Reduces Muscle Co-contraction After Complete Unilateral Anterior Cruciate Ligament Rupture. *Physical Therapy*, v. 85, n. 8, p.740-754. Agosto, 2005.
11. DERRICK ,T.R., CALDWELL, G.E., HAMILL, J. Modeling the stiffness characteristics of the human body while running with various stride lengths. *Journal of Applied Biomechanics*, v. 16, p. 36-51, 2000.
12. DOORENBOSCH, C.A.M.; HARLAAR, J.; SCHENAU, G. Stiffness control for lower leg muscles in directing external forces. *Neuroscience Letters*, v. 202, p. 61-64, 1995.

13. EASTLACK, M.E., AXE, M. J., SNYDER-MACKLER L. Laxity, instability, and functional outcome after ACL injury: copers versus noncopers. *Medicine and Science in Sports and Exercise* , v.31, n.2, p.210-215, 1999.
14. ETTEMA, G.J.C.; HUIJING, P.A. Skeletal muscle stiffness in static and dynamic contractions. *Journal of Biomechanics*, v. 27, n.11, p. 1361-1368, 1994.
15. FERRIS, D.; LOUIE, M.; FARLEY, C. Running in the real world: adjusting leg stiffness for different surfaces. *Proceedings of the Royal Society of London: Biological Sciences*, v. 265, p. 989-994, 1998.
16. FITZGERALD, G.K., CHILDS, J.D., RIDGE, T.M., IRRGANG, J.J. Agility and Perturbation Training for a Physically Active Individual With Knee Osteoarthritis. *Physical Therapy* , v. 82, n. 4, p.372-382, Abril, 2002.
17. FITZGERALD G.K., AXE M.J., SNYDER-MACKLER L. The efficacy of perturbation training in nonoperative Anterior Cruciate Ligament rehabilitation programs for physically active individuals. *Physical Therapy*, v. 80, n. 2, p. 128-140, Fevereiro, 2000a.
18. FITZGERALD G.K., AXE M.J., SNYDER-MACKLER L. A decision-making scheme for returning patients to high-level activity with nonoperative treatment after anterior cruciate ligament rupture. *Knee Surg, Sports Traumatol, Arthrosc*, n. 8, p. 76-82, 2000b.
19. FONSECA, S. T., OCARINO, J. M., SILVA, P. L. P. Ajuste da Rigidez Muscular via Sistema Fuso-Muscular-Gama Implicações para o controle da estabilidade articular. *Revista Brasileira de Fisioterapia*, v. 8, n. 3, p.187-195, 2004a.
20. FONSECA, S.T., SILVA, P.L., OCARINO, J.M., GUIMARÃES, R.B., OLIVEIRA, M.T., LAGE, C.A. Analyses of dynamic co-contraction level in individuals with anterior cruciate ligament injury. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 14, n. 4, p. 239-247, 2004b.
21. GRANATA, K.P., WILSON, S.E., MASSIMINI, A., GABRIEL R. Active stiffness of the ankle in response to inertial and elastic loads. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v.14, p. 599-609, 2004.
22. GRIFFIN, L.Y.E. Neuromuscular training and injury prevention in sports. *Clinical Orthopaedics and related research*, n. 409, p.53-60, 2003.
23. GÜNTHER, M., BLICKHAN, R. Joint stiffness of the ankle and the knee in running. *Journal of Biomechanics*,v. 35, p. 1459-1474, 2002.
24. HEWETT, T.; STROUPE, A.; NANCE, T.; NOYES, F. Plyometric training in female athletes: decreased impact forces and increased hamstring torques. *The American Journal of Sports Medicine*, v. 24, n. 6, p. 765-733, 1996.
25. HOLM I., FOSDAHL, M.A., FRIIS, A., RISBERG, M.A., MYKLEBUST, G., STENN, H. Effect of Neuromuscular Training on Proprioception, Balance, Muscle

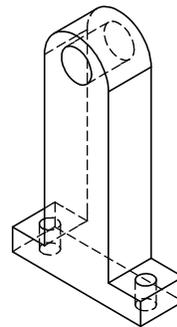
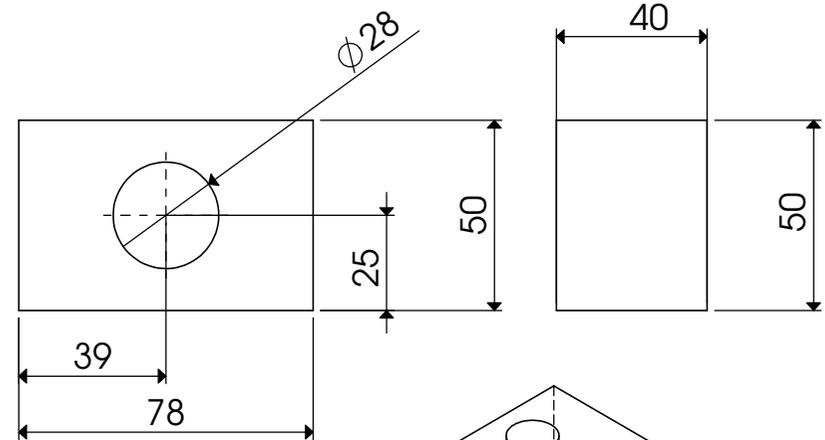
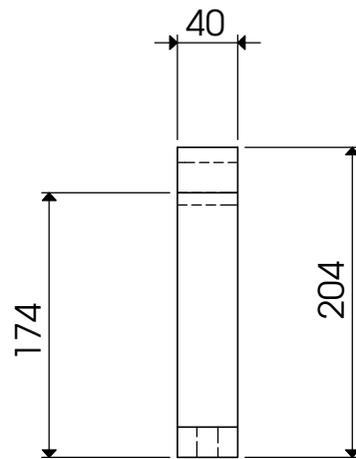
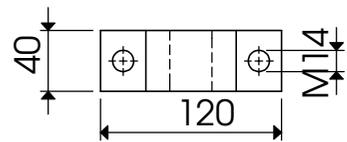
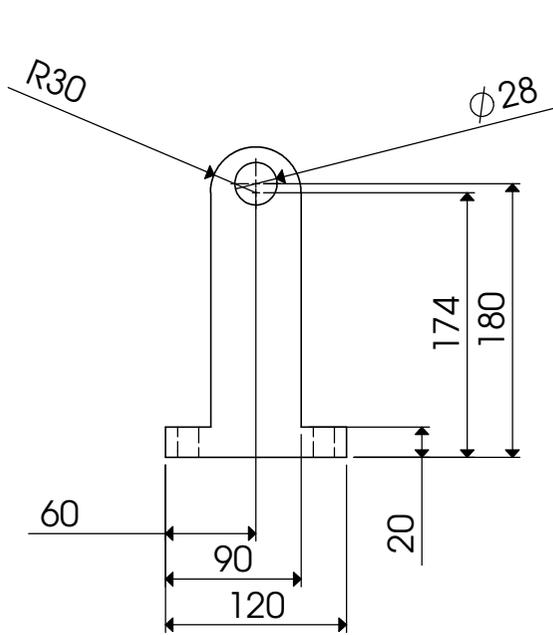
- Strength, and Lower Limb Function in Female Team Handball Players. *Clin J Sport Méd*, v.14, n. 2, Março, 2004
26. HOLMAN, J.P. *Experimental methods for engineers*. 6ed. New York: McGraw-Hill, c1994. 616p.
 27. BOWER, A.F. Vibrations. In: BOWER, A.F. *Engineering 4, Dynamics and Vibrations (Reference Notes)*. Brown University, 1999. Disponível em: <<http://www.engin.brown.edu/courses/cn4/notes/viboverview/viboverview.html>> Acesso em: 20/06/07.
 28. HURD, W.J., CHMIELEWSKI, T.L., AXE, M.J., DAVIS, I., SNYDER-MACKLER, L. Differences in normal and perturbed walking kinematics between male and female athletes. *Clinical Biomechanics*, v. 19, p. 465-472, 2004.
 29. HURD, W.J., CHMIELEWSKI, T.L., SNYDER-MACKLER, L. Perturbation-enhanced neuromuscular training alters muscle activity in female athletes. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, v. 14, p.60–69, 2006.
 30. IHARA, H., NAKAYAMA, A. Dynamic joint control training for knee ligament injuries. *The American Journal of Sports Medicine*, v.14, n.4, p. 309-315, 1986.
 31. KITABAYASHI, T., DEMURA, S., NODA, M. Examination of the factor structure of center of foot pressure movement and cross-validity. *J Physiol Anthropol Appl Human Sci*, v. 22, p. 265–272, 2003.
 32. LEPHART, S. Reestablishing proprioception, kinesthesia, joint position sense and neuromuscular control in rehabilitation. In: PRENTICE, W.E. *Rehabilitation techniques in sports medicine*. 2 Edition. St. Louis: Editora Mosby, 1993. Cap.9. p.118-137.
 33. LEWEK, M.D., RUDOLPH, K., AXE, M., SNYDER-MACKLER, L. The effect of insufficient quadriceps strength on gait after anterior cruciate ligament reconstruction. *Clinical Biomechanics*, v.17, p. 56-63, 2002.
 34. LEWEK, M.D., CHMIELEWSKI, T.L., RISBERG, M.A., SNYDER-MACKLER, L. Dynamic knee stability after anterior cruciate ligament rupture. *Exercise and Sports Science Reviews*, v. 31, n. 4, p. 195-200, Out. 2003.
 35. LINFORD C.W., HOPKINS, T., SCHULTIES, S.S., FRELANT, B., DRAPER, D.O., HUNTER, I. Effects of Neuromuscular Training on the Reaction Time and Electromechanical Delay of the Peroneus Longus Muscle. *Arch Phys Med Rehabil*, v. 87, p. 395-401, Março, 2006.
 36. MARKOLF, K.L., BARGAR, W.L., SHOEMARKER, S.C., AMSTUTZ, H.C. The role of joint load in knee stability. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, v. 63-A, n.4, p. 570-585, 1981.



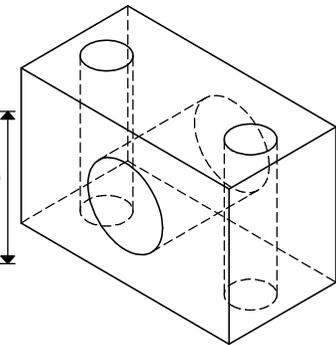
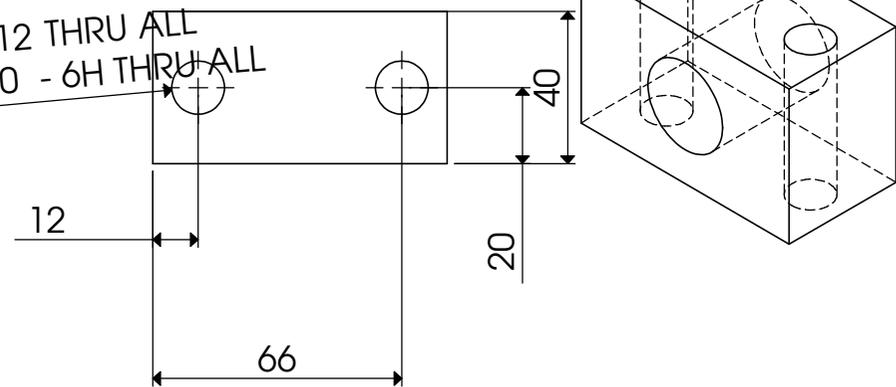
	Universidade Federal de Minas Gerais - UFMG	
	Laboratório de Bioengenharia	25/04/2007
	Material	Alumínio
	Conjunto Motor	Escala 1:4



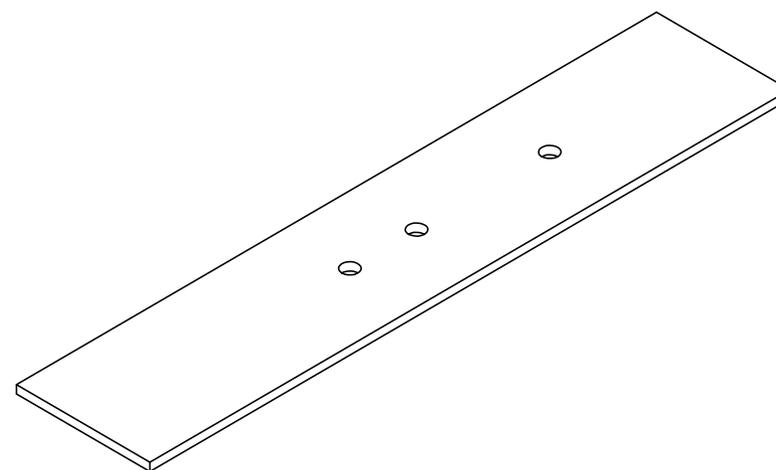
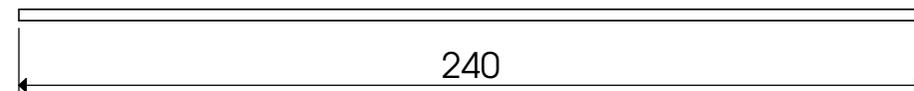
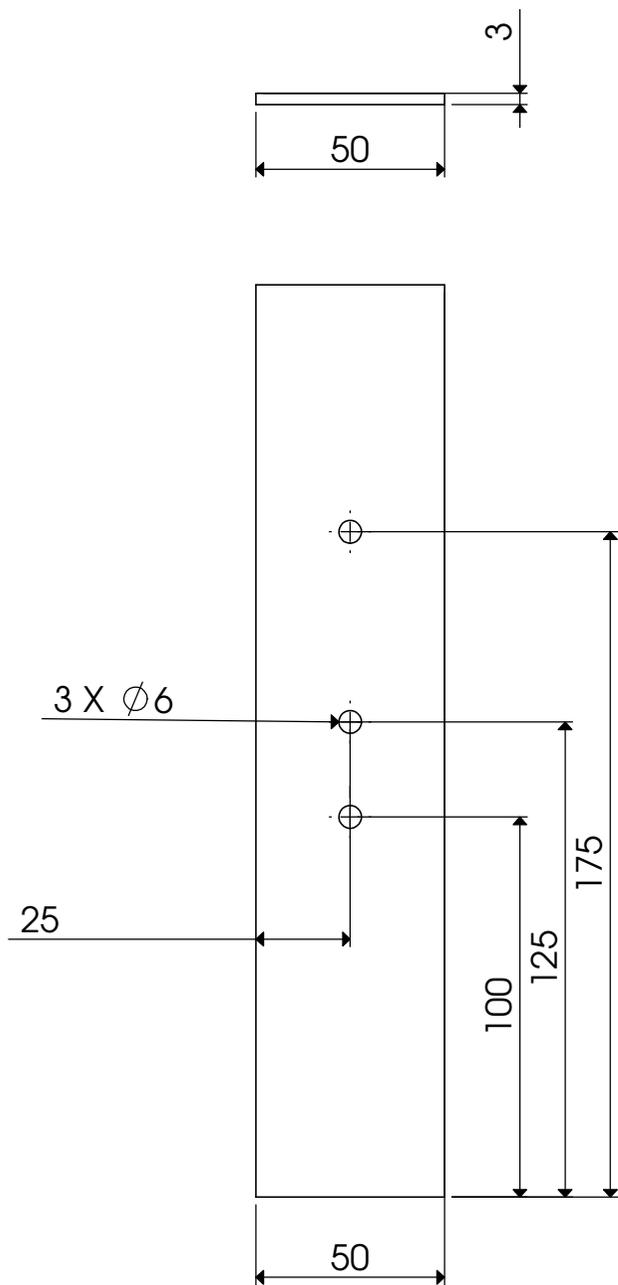
Universidade Federal de Minas Gerais - UFMG	
Laboratório de BioEngenharia	25/04/2007
Material	Aluminio
Conjunto Motor	Escala 1:4



Ø 12 THRU ALL
M14x2.0 - 6H THRU ALL



  laboratório de bioengenharia	Universidade Federal de Minas Gerais - UFMG	
	Laboratório de BioEngenharia	25/04/2007
	Material	Aluminio
	Mancais Tábua	Escala 1:5



Universidade Federal de Minas Gerais - UFMG

Laboratório de BioEngenharia

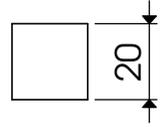
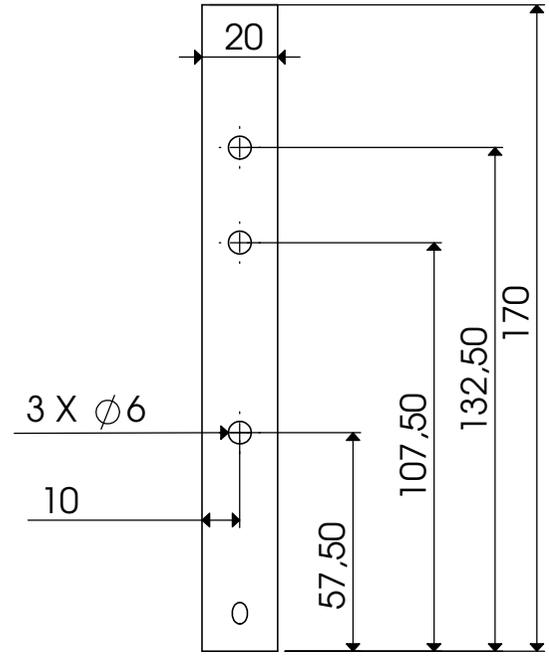
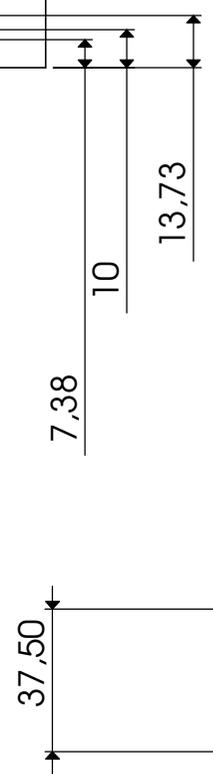
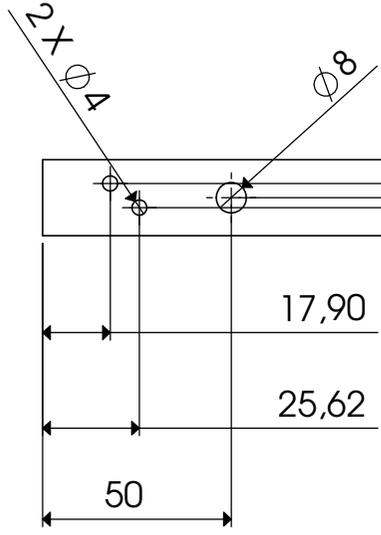
25/04/2007

Material

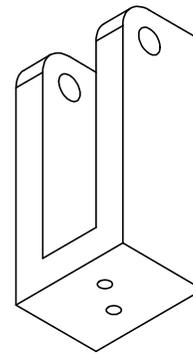
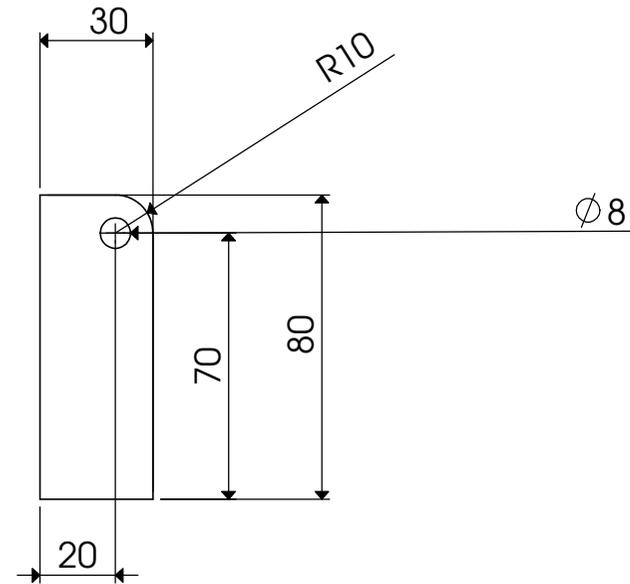
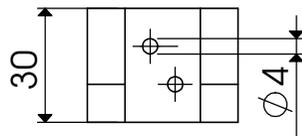
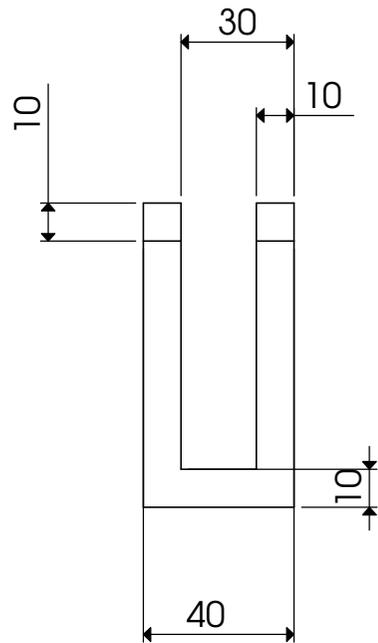
Aluminio

Pedal

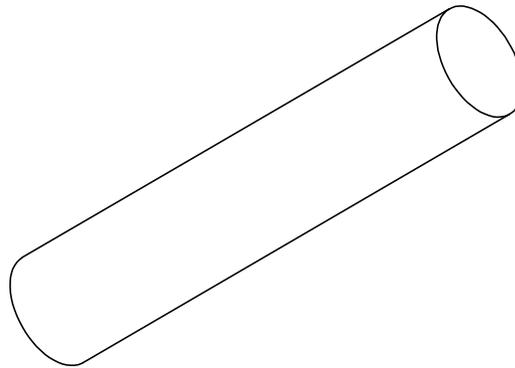
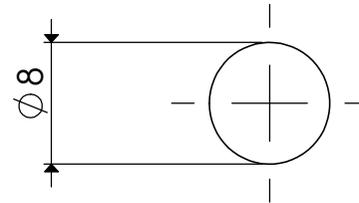
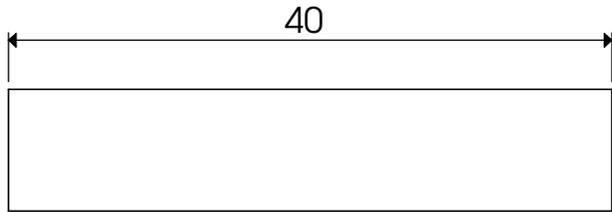
Escala 1:2



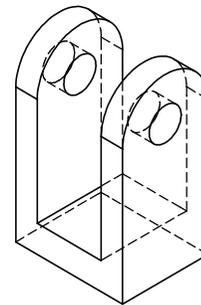
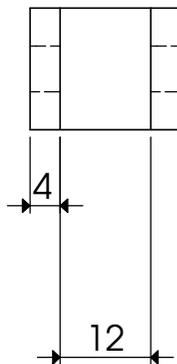
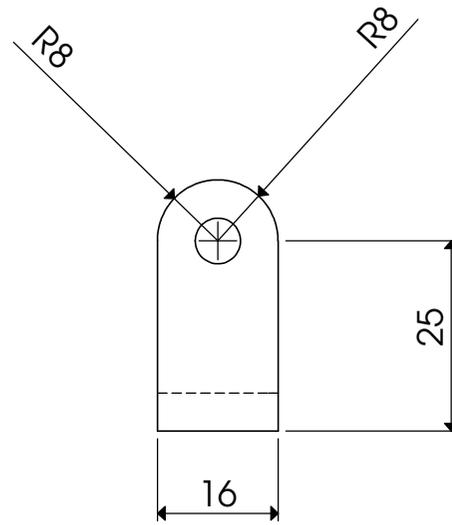
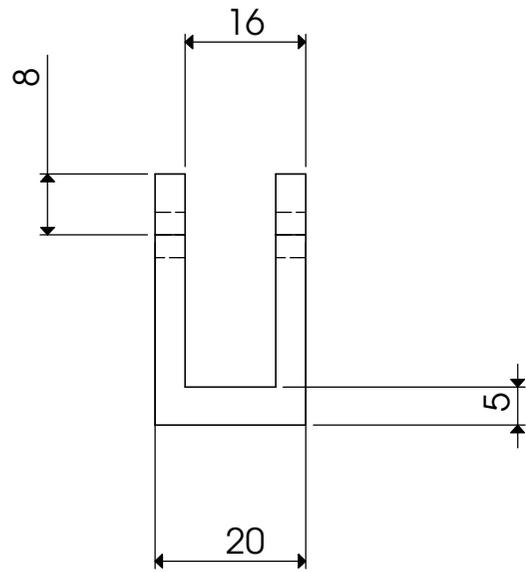
Universidade Federal de Minas Gerais - UFMG	
Laboratório de BioEngenharia	25/04/2007
Material	Aluminio
Base Pedal	Escala 1:2



 	Universidade Federal de Minas Gerais - UFMG	
	Laboratório de BioEngenharia	25/04/2007
	Material	Aluminio
	Mancal	Escala 1:2



	Universidade Federal de Minas Gerais - UFMG	
	Laboratório de BioEngenharia	25/04/2007
	Material	Aluminio
	Eixo Pedal	Escala 2:1



Universidade Federal de Minas Gerais - UFMG

Laboratório de BioEngenharia

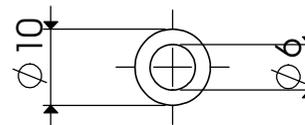
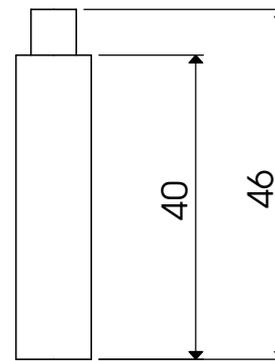
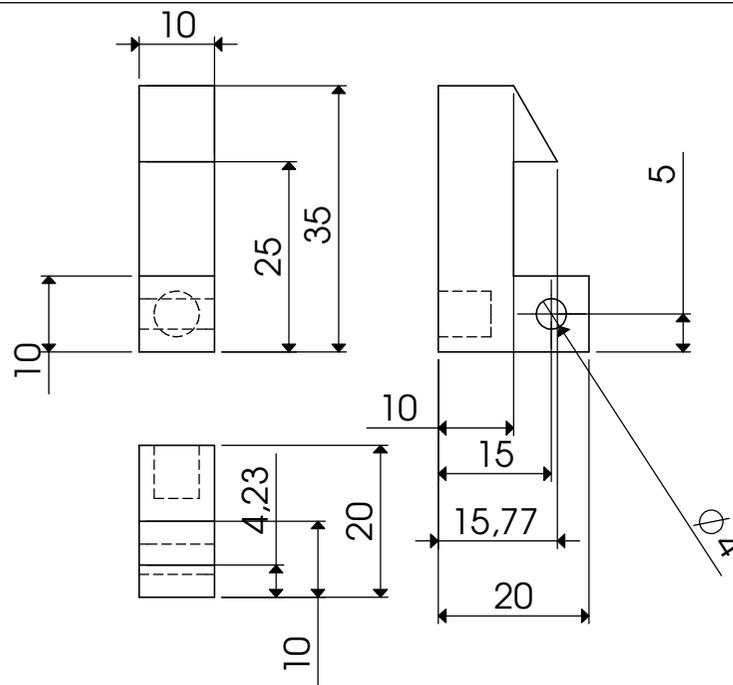
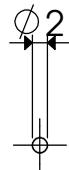
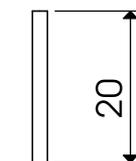
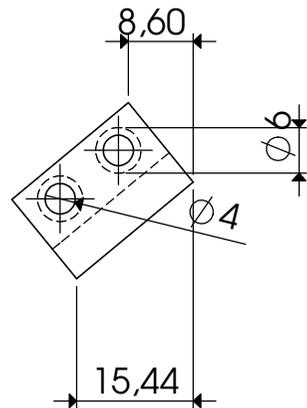
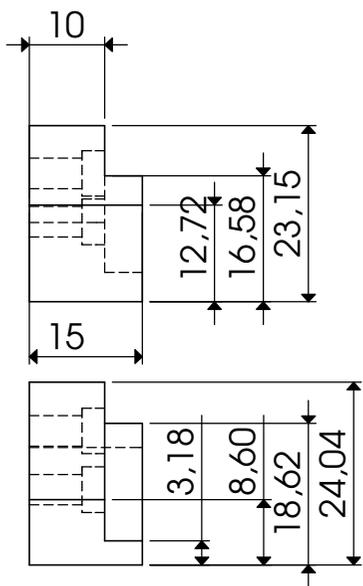
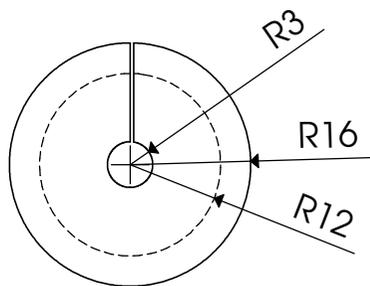
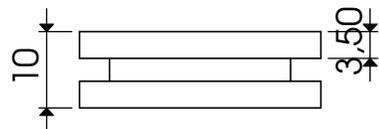
25/04/2007

Material

Aluminio

Mancal Roldana

Escala 1:1



lab.bio
laboratório de bioengenharia

Universidade Federal de Minas Gerais - UFMG

Laboratório de BioEngenharia

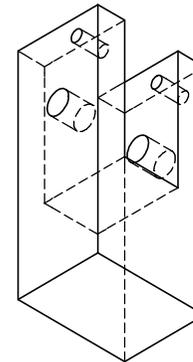
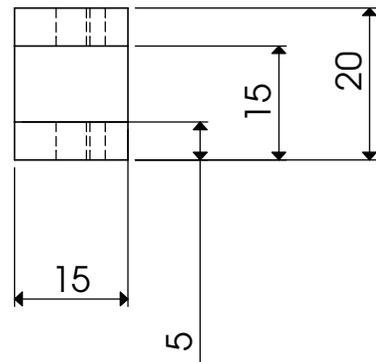
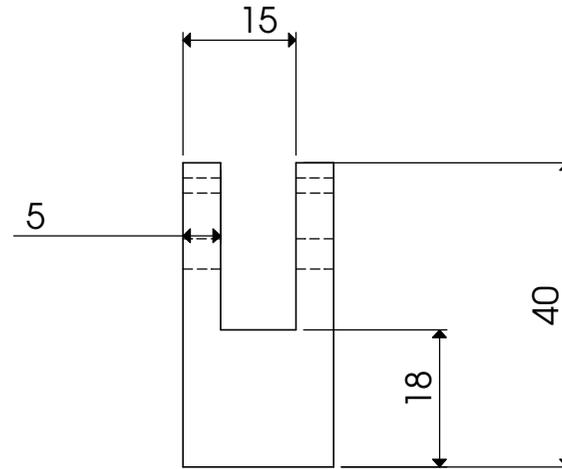
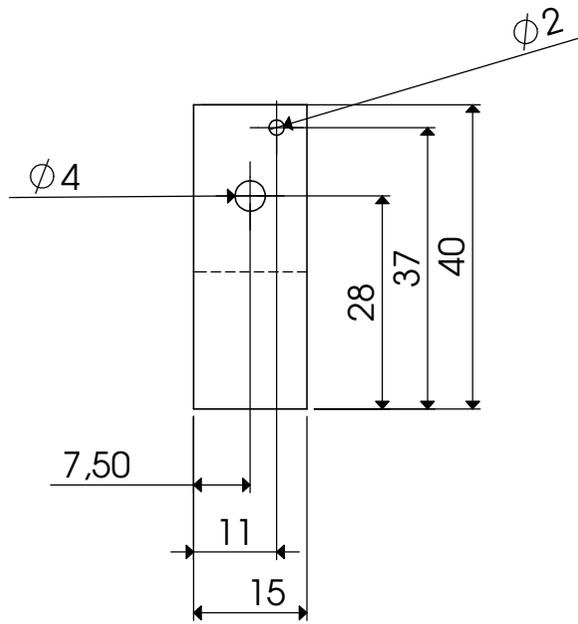
25/04/2007

Material

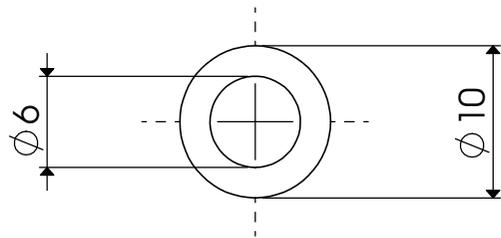
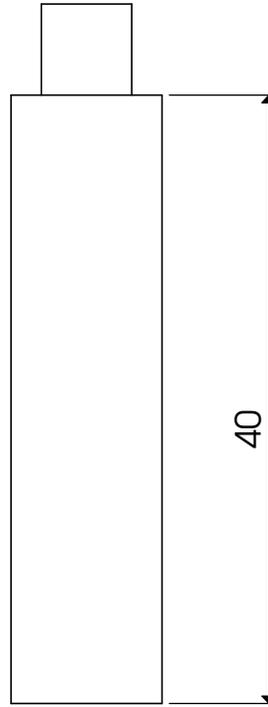
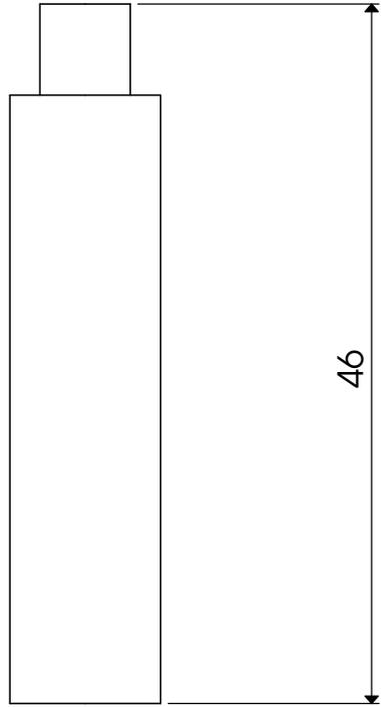
Aluminio

Travas e pinos

Escala 1:1



 	Universidade Federal de Minas Gerais - UFMG	
	Laboratório de BioEngenharia	25/04/2007
	Material	Aluminio
	Base Trava	Escala 1:1



 	Universidade Federal de Minas Gerais - UFMG	
	Laboratório de BioEngenharia	25/04/2007
	Material	Aluminio
	Pino	Escala 2:1

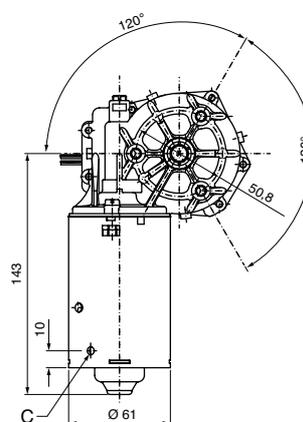
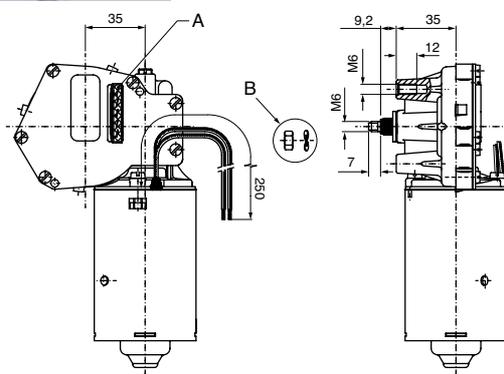
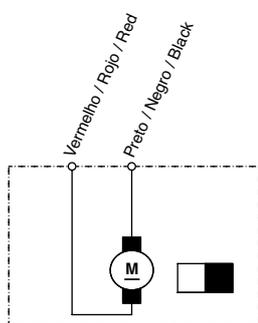
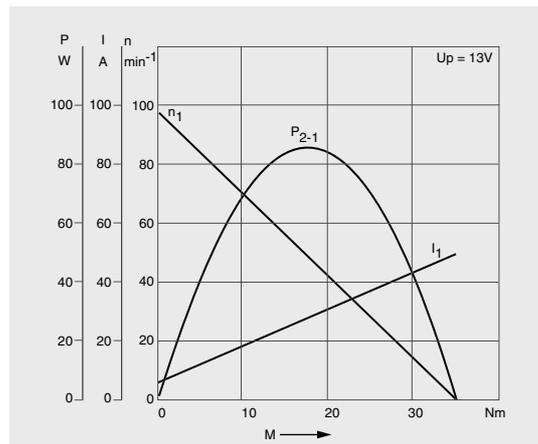
ANEXO B - *Data Sheet* do Motor

CEP 9 390 453 042

12 V 57 W



U_N	12 V
P_N	57 W
n_N	75 rpm
I_N	18 A
$I_{M\acute{A}X.}$	50 A
M_N	9 Nm
M_A	36 Nm
i	63 : 1
Rot.	R
S	S1
IP	IP 44
kg	1,100 kg
	9 390 453 042



- A** Encaixe dos terminais vedados à prova d'água
Encaje de los terminales sellados a prueba de agua
Water proof sealed terminal fitting
- B** Porca e arruela para rosca M6, fornecidas montadas.
Tuerca y rondana para rosca M6, suministradas montadas
Nut and washer for thread M6, supplied assembled
- C** Furo de dreno Ø 5
Orificio de drenó
Drain hole

ANEXO C - *Data Sheet* do Acelerômetro

FEATURES

- High resolution
- Dual-axis accelerometer on a single IC chip
- 5 mm × 5 mm × 2 mm LCC package
- Low power <math>< 400 \mu A</math> (typ)
- X-axis and Y-axis aligned to within 0.1° (typ)
- BW adjustment with a single capacitor
- Single-supply operation
- High shock survival

APPLICATIONS

- Tilt and motion sensing
- Smart hand-held devices
- Computer security
- Input devices
- Pedometers and activity monitors
- Game controllers
- Toys and entertainment products

GENERAL DESCRIPTION

The ADXL311 is a low power, complete dual-axis accelerometer with signal conditioned voltage outputs, all on a single monolithic IC. The ADXL311 is built using the same proven iMEMS[®] process used in over 180 million Analog Devices accelerometers shipped to date, with demonstrated 1 FIT reliability (1 failure per 1 billion device operating hours).

The ADXL311 measures acceleration with a full-scale range of $\pm 2g$. The ADXL311 can measure both dynamic acceleration (e.g., vibration) and static acceleration (e.g., gravity). The outputs are analog voltages proportional to acceleration.

FUNCTIONAL BLOCK DIAGRAM

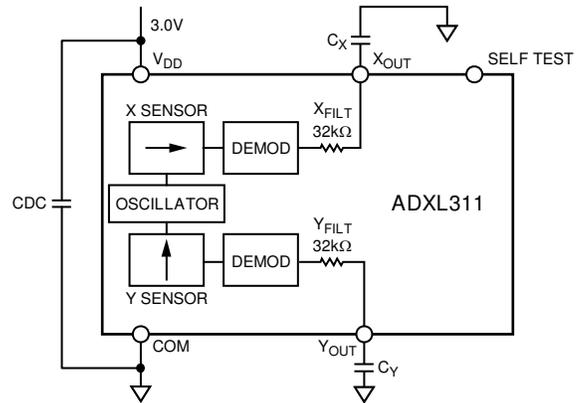


Figure 1.

03852-001

The typical noise floor is $300 \mu g/\sqrt{Hz}$, allowing signals below 2 mg (0.1° of inclination) to be resolved in tilt sensing applications using narrow bandwidths (10 Hz).

The user selects the bandwidth of the accelerometer using capacitors C_X and C_Y at the X_{OUT} and Y_{OUT} pins. Bandwidths of 1 Hz to 3 kHz can be selected to suit the application.

The ADXL311 is available in a 5 mm × 5 mm × 2 mm, 8-terminal, hermetic LCC package.

Rev. B

Information furnished by Analog Devices is believed to be accurate and reliable. However, no responsibility is assumed by Analog Devices for its use, nor for any infringements of patents or other rights of third parties that may result from its use. Specifications subject to change without notice. No license is granted by implication or otherwise under any patent or patent rights of Analog Devices. Trademarks and registered trademarks are the property of their respective owners.

TABLE OF CONTENTS

Specifications.....	3	Design Trade-Offs for Selecting Filter Characteristics: The Noise/BW Trade-Off.....	8
Absolute Maximum Ratings.....	4	Using the ADXL311 with Operating Voltages Other than 3 V	9
ESD Caution.....	4	Using the ADXL311 as a Dual-Axis Tilt Sensor	9
Pin Configuration and Function Descriptions.....	5	Outline Dimensions	10
Typical Performance Characteristics	6	Ordering Guide	10
Theory of Operation	8		
Applications.....	8		

REVISION HISTORY

1/05—Rev. A to Rev. B

Changes to Specifications	3
Change to Pin Configuration.....	5
Change to Table 5	8
Changes to Self Test Section.....	8
Removed R _{BIAS} Selection Section	8
Change to Design Trade-Offs for Selecting Filter Characteristics: The Noise/BW Trade-Off Section	8
Changes to Using the ADXL311 with Operating Voltages Other than 3 V Section	9
Updated Outline Dimensions	10
Changes to Ordering Guide	10

7/03—Rev. 0 to Rev. A

Change to OUTLINE DIMENSIONS.....	10
-----------------------------------	----

Revision 0: Initial Version

SPECIFICATIONS

$T_A = 25^\circ\text{C}$, $V_{DD} = 3\text{ V}$, acceleration = 0 g, unless otherwise noted.

Table 1.

Parameter	Conditions	Min	Typ	Max	Unit
SENSOR INPUT	Each axis				
Measurement Range			±2		g
Nonlinearity	Best fit straight line		0.2		% of FS
Alignment Error ¹			±1		Degrees
Alignment Error	X sensor to Y sensor		±0.1		Degrees
Cross-Axis Sensitivity ²			±2		%
SENSITIVITY	Each axis				
Sensitivity at X_{FILT} , Y_{FILT}	$V_{DD} = 3\text{ V}$		174		mV/g
Sensitivity Tolerance (part to part)			±15		%
Sensitivity Change due to Temperature ³	Δ from 25°C		±0.02		%/°C
0 g BIAS LEVEL	Each axis				
0 g Voltage X_{FILT} , Y_{FILT}	$V_{DD} = 3\text{ V}$	1.2	1.5	1.8	V
0 g Offset vs. Temperature	Δ from 25°C		±1.0		mg/°C
NOISE PERFORMANCE					
Noise Density	@ 25°C		300		$\mu\text{g}/\sqrt{\text{Hz}}$ rms
FREQUENCY RESPONSE					
−3 dB Bandwidth	@ Pin X_{FILT} and Pin Y_{FILT}		3		kHz
Sensor Resonant Frequency			5.5		kHz
FILTER					
R_{FILT} Tolerance	32 kΩ nominal		±15		%
Minimum Capacitance	@ Pin X_{FILT} and Pin Y_{FILT}	1000			pF
SELF TEST					
X_{FILT} , Y_{FILT}	Self Test 0 to Self Test 1		50		mV
POWER SUPPLY					
Operating Voltage Range		2.4		5.25	V
Quiescent Supply Current			0.4	1.0	mA
Turn-On Time ⁴			$160 \times C_{FILT} + 4$		ms
TEMPERATURE RANGE					
Operating Range		0		70	°C

¹ Alignment error is specified as the angle between the true and indicated axis of sensitivity.

² Cross axis sensitivity is the algebraic sum of the alignment and the inherent sensitivity errors.

³ Defined as the change from ambient to maximum temperature, or ambient to minimum temperature.

⁴ C_{FILT} in μF .

ADXL311

ABSOLUTE MAXIMUM RATINGS

Table 2.

Parameter	Rating
Acceleration (Any Axis, Unpowered)	3,500 g, 0.5 ms
Acceleration (Any Axis, Powered, $V_{DD} = 3\text{ V}$)	3,500 g, 0.5 ms
V_{DD}	-0.3 V to +6 V
All Other Pins	-0.3 V to $V_{DD} + 0.3\text{ V}$
Output Short-Circuit Duration, (Any Pin to Common)	Indefinite
Operating Temperature Range	-55°C to +125°C
Storage Temperature	-65°C to +150°C

Stresses above those listed under Absolute Maximum Ratings may cause permanent damage to the device. This is a stress rating only; functional operation of the device at these or any other conditions above those indicated in the operational section of this specification is not implied. Exposure to absolute maximum rating conditions for extended periods may affect device reliability.

Table 3. Package Characteristics

Package Type	θ_{JA}	θ_{JC}	Device Weight
8-Lead LCC	120°C/W	20°C/W	<1.0 g

ESD CAUTION

ESD (electrostatic discharge) sensitive device. Electrostatic charges as high as 4000 V readily accumulate on the human body and test equipment and can discharge without detection. Although this product features proprietary ESD protection circuitry, permanent damage may occur on devices subjected to high energy electrostatic discharges. Therefore, proper ESD precautions are recommended to avoid performance degradation or loss of functionality.



PIN CONFIGURATION AND FUNCTION DESCRIPTIONS

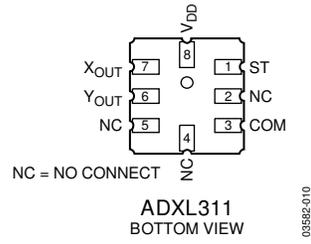


Figure 2. 8-Lead LCC Pin Configuration

Table 4. Pin Function Descriptions

Pin No.	Mnemonic	Description
1	ST	Self Test
2, 4, 5	NC	Do Not Connect
3	COM	Common
6	Y _{OUT}	Y Channel Output
7	X _{OUT}	X Channel Output
8	V _{DD}	2.4 V to 5.25 V

TYPICAL PERFORMANCE CHARACTERISTICS

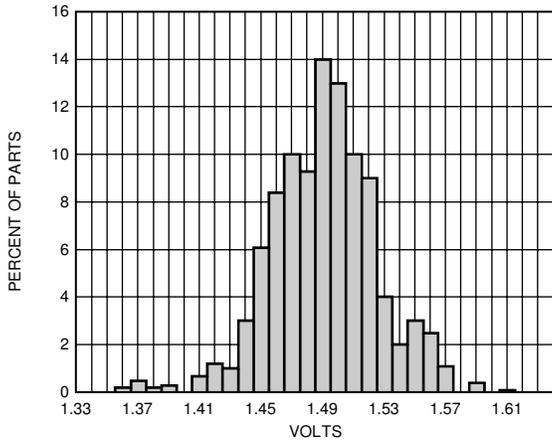


Figure 3. X-Axis 0 g BIAS Output Distribution

03582-002

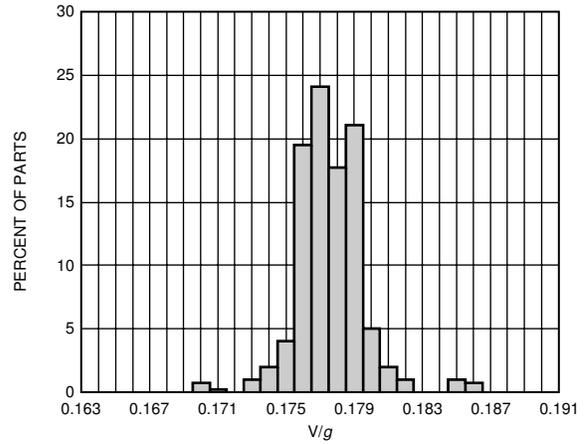


Figure 6. Y-Axis Sensitivity Distribution at Y_{OUT}

03582-005

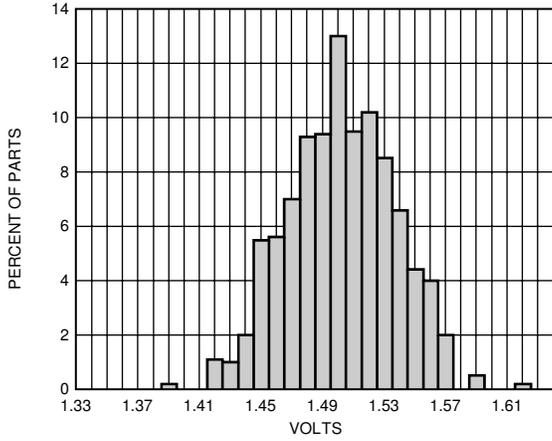


Figure 4. Y-Axis 0 g BIAS Output Distribution

03582-003

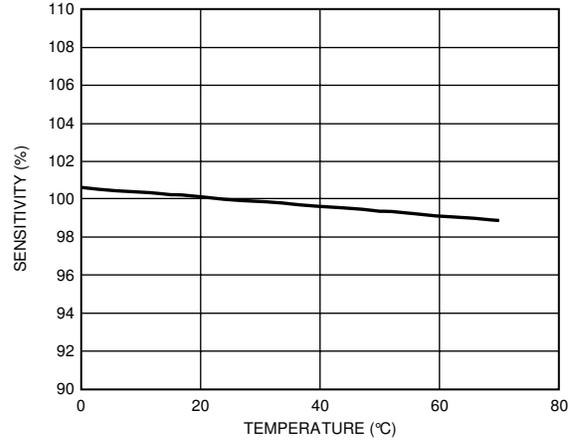


Figure 7. Normalized Sensitivity vs. Temperature

03582-006

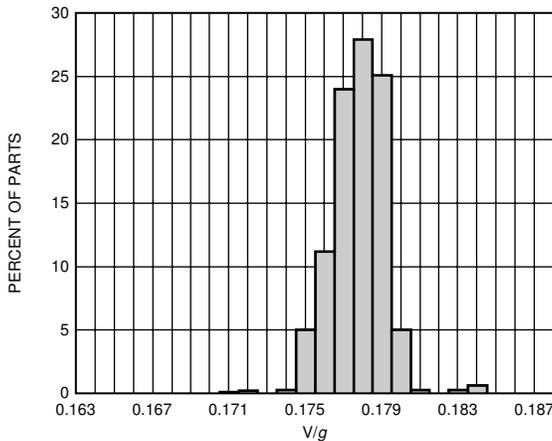


Figure 5. X-Axis Output Sensitivity Distribution at X_{OUT}

03582-004

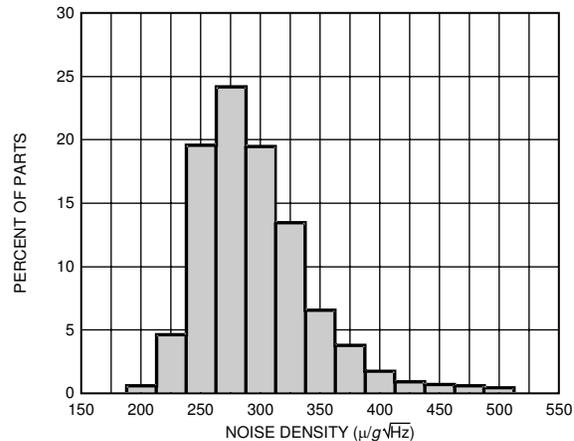
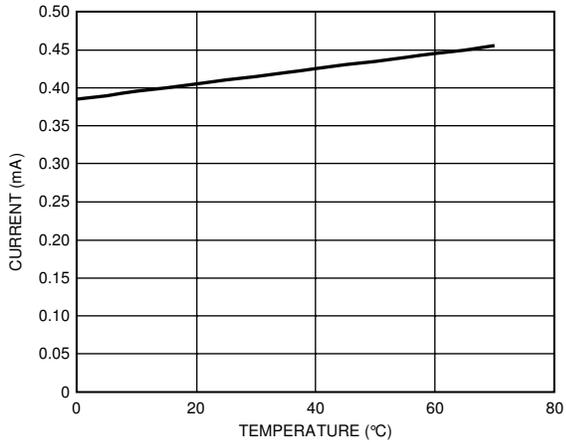


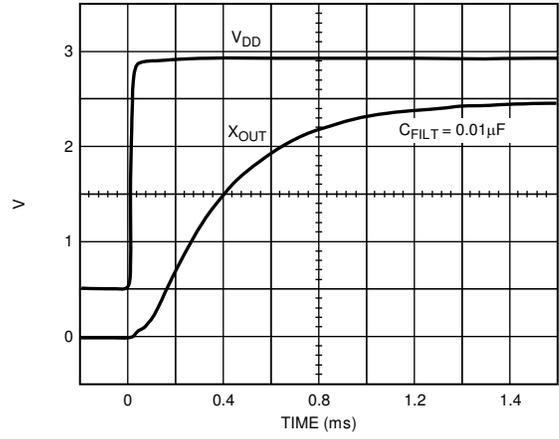
Figure 8. Noise Density Distribution

03582-007



03582-008

Figure 9. Typical Supply Current vs. Temperature



03582-008

Figure 10. Typical Turn-On Time

THEORY OF OPERATION

The ADXL311 is a complete, dual-axis acceleration measurement system on a single monolithic IC. It contains a polysilicon, surface-micromachined sensor and signal conditioning circuitry to implement an open-loop acceleration measurement architecture. The output signals are analog voltage proportional to acceleration. The ADXL311 is capable of measuring both positive and negative accelerations to at least $\pm 2 g$. The accelerometer can measure static acceleration forces, such as gravity, allowing it to be used as a tilt sensor.

The sensor is a polysilicon, surface-micromachined structure built on top of the silicon wafer. Polysilicon springs suspend the structure over the surface of the wafer and provide a resistance against acceleration forces. Deflection of the structure is measured using a differential capacitor that consists of independent fixed plates and central plates attached to the moving mass. The fixed plates are driven by 180° out-of-phase square waves. Acceleration deflects the beam and unbalances the differential capacitor, resulting in an output square wave whose amplitude is proportional to acceleration. Phase-sensitive demodulation techniques are then used to rectify the signal and determine the direction of the acceleration.

The output of the demodulator is amplified and brought off chip through a $32\text{ k}\Omega$ resistor. At this point, the user can set the signal bandwidth of the device by adding a capacitor. This filtering improves measurement resolution and helps prevent aliasing.

APPLICATIONS

Power Supply Decoupling

For most applications, a single $0.1\text{ }\mu\text{F}$ capacitor, CDC, adequately decouples the accelerometer from noise on the power supply. However, in some cases, particularly where noise is present at the 140 kHz internal clock frequency (or any harmonic thereof), noise on the supply can cause interference on the ADXL311 output. If additional decoupling is needed, a $100\text{ }\Omega$ (or smaller) resistor or ferrite beads can be inserted in the supply line of the ADXL311. Additionally, a larger bulk bypass capacitor (in the $1\text{ }\mu\text{F}$ to $4.7\text{ }\mu\text{F}$ range) can be added in parallel to CDC.

Setting the Bandwidth Using C_X and C_Y

The ADXL311 has provisions for band limiting the X_{OUT} and Y_{OUT} pins. Capacitors must be added at these pins to implement low-pass filtering for antialiasing and noise reduction. The equation for the -3 dB bandwidth is

$$F_{-3\text{ dB}} = 1 / (2\pi(32\text{ k}\Omega) \times C_{(X,Y)})$$

or, more simply,

$$F_{-3\text{ dB}} = 5\text{ }\mu\text{F} / C_{(X,Y)}$$

The tolerance of the internal resistor (R_{FILT}) can vary, typically as much as $\pm 15\%$ of its nominal value of $32\text{ k}\Omega$, and the bandwidth varies accordingly. A minimum capacitance of 1000 pF for C_X and C_Y is required in all cases.

Table 5. Filter Capacitor Selection, C_X and C_Y

Bandwidth	Capacitor (μF)
10 Hz	0.47
50 Hz	0.10
100 Hz	0.05
200 Hz	0.027
500 Hz	0.01

SELF TEST

The ST pin controls the self-test feature. When this pin is set to V_{DD} , an electrostatic force is exerted on the beam of the accelerometer. The resulting movement of the beam allows the user to test if the accelerometer is functional. The typical change in output is 290 mg (corresponding to 50 mV). This pin can be left open circuit or connected to common in normal use.

DESIGN TRADE-OFFS FOR SELECTING FILTER CHARACTERISTICS: THE NOISE/BW TRADE-OFF

The accelerometer bandwidth selected ultimately determines the measurement resolution (smallest detectable acceleration). Filtering can lower the noise floor, which improves the resolution of the accelerometer. Resolution is dependent on the analog filter bandwidth at X_{OUT} and Y_{OUT} .

The output of the ADXL311 has a typical bandwidth of 3 kHz. The user must filter the signal at this point to limit aliasing errors. The analog bandwidth must be no more than half the A/D sampling frequency to minimize aliasing. The analog bandwidth can be further decreased to reduce noise and improve resolution.

The ADXL311 noise has the characteristics of white Gaussian noise that contribute equally at all frequencies and are described in terms of $\mu\text{g}/\sqrt{\text{Hz}}$, i.e., the noise is proportional to the square root of the bandwidth of the accelerometer. It is recommended that the user limits the bandwidth to the lowest frequency needed by the application to maximize the resolution and dynamic range of the accelerometer.

With the single-pole roll-off characteristic, the typical noise of the ADXL311 is determined by

$$\text{RMS Noise} = (300 \mu\text{g} / \sqrt{\text{Hz}}) \times (\sqrt{BW} \times 1.6)$$

At 100 Hz the noise will be

$$\text{RMS Noise} = (300 \mu\text{g} / \sqrt{\text{Hz}}) \times (\sqrt{100} \times 1.6) = 3.8 \text{ mg}$$

Often the peak value of the noise is desired. Peak-to-peak noise can only be estimated by statistical methods. Table 6 shows the probabilities of exceeding various peak values, given the rms value.

Table 6. Estimation of Peak-to-Peak Noise

Peak-to-Peak Value	% of Time That Noise Exceeds Nominal Peak-to-Peak Value
2 × rms	32
4 × rms	4.6
6 × rms	0.27
8 × rms	0.006

The peak-to-peak noise value gives the best estimate of the uncertainty in a single measurement. Table 7 gives the typical noise output of the ADXL311 for various C_X and C_Y values.

Table 7. Filter Capacitor Selection, C_X and C_Y

Bandwidth (Hz)	C_X, C_Y (μF)	RMS Noise (mg)	Peak-to-Peak Noise Estimate (mg)
10	0.47	1.2	7.2
50	0.1	2.7	16.2
100	0.047	3.8	22.8
500	0.01	8.5	51

USING THE ADXL311 WITH OPERATING VOLTAGES OTHER THAN 3 V

The ADXL311 is tested and specified at $V_{DD} = 3 \text{ V}$; however, it can be powered with V_{DD} as low as 2.4 V, or as high as 5.25 V. Some performance parameters change as the supply voltage varies.

The ADXL311 output is ratiometric, so the output sensitivity (or scale factor) varies proportionally to the supply voltage. At $V_{DD} = 5 \text{ V}$, the output sensitivity is typically 312 mV/g.

The 0 g bias output is also ratiometric, so the 0 g output is nominally equal to $V_{DD}/2$ at all supply voltages.

The output noise is not ratiometric, but absolute in volts; therefore, the noise density decreases as the supply voltage increases. This is because the scale factor (mV/g) increases while the noise voltage remains constant.

The self-test response is roughly proportional to the square of the supply voltage. At $V_{DD} = 5 \text{ V}$, the self-test response is approximately equivalent to 750 mg (typical).

The supply current increases as the supply voltage increases. Typical current consumption at $V_{DD} = 5 \text{ V}$ is 750 μA .

USING THE ADXL311 AS A DUAL-AXIS TILT SENSOR

One of the most popular applications of the ADXL311 is tilt measurement. An accelerometer uses the force of gravity as an input vector to determine the orientation of an object in space.

An accelerometer is most sensitive to tilt when its sensitive axis is perpendicular to the force of gravity, i.e., parallel to the earth's surface. When the accelerometer is oriented parallel to the gravity vector, i.e., near its +1 g or -1 g reading, the change in output acceleration per degree of tilt is negligible. When the accelerometer is perpendicular to gravity, its output changes nearly 17.5 mg per degree of tilt, but at 45° degrees, it changes only 12.2 mg per degree, and resolution declines.

Dual-Axis Tilt Sensor: Converting Acceleration to Tilt

When the accelerometer is oriented so both its X-axis and Y-axis are parallel to the earth's surface, it can be used as a two-axis tilt sensor with a roll axis and a pitch axis. Once the output signal from the accelerometer has been converted to an acceleration that varies between -1 g and +1 g, the output tilt in degrees is calculated as follows:

$$\text{Pitch} = \text{ASIN}(A_X / 1 \text{ g})$$

$$\text{Roll} = \text{ASIN}(A_Y / 1 \text{ g})$$

Be sure to account for overranges. It is possible for the accelerometers to output a signal greater than $\pm 1 \text{ g}$ due to vibration, shock, or other accelerations.

ADXL311

OUTLINE DIMENSIONS

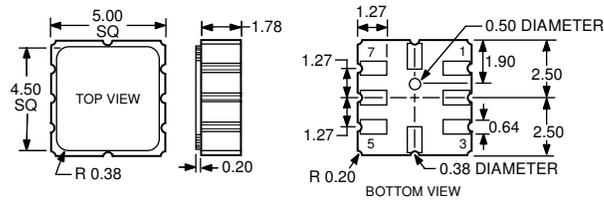


Figure 11. 8-Terminal Ceramic Leadless Chip Carrier [LCC]
(E-8)
Dimensions shown in millimeters

ORDERING GUIDE

Model	Number of Axes	Specified Voltage	Temperature Range	Package Description	Package Option
ADXL311JE	2	3 V	0°C to 70°C	8-Lead Ceramic Leadless Chip Carrier	E-8
ADXL311JE-REEL	2	3 V	0°C to 70°C	8-Lead Ceramic Leadless Chip Carrier	E-8
ADXL311EB				Evaluation Board	

NOTES

ADXL311

NOTES



ANEXO D

São apresentados aqui os gráficos gerados durante os ensaios que utilizaram a bancada de teste desenvolvida. Nessa seção são apresentados os gráficos os gráficos para as demais frequências do quinto teste.

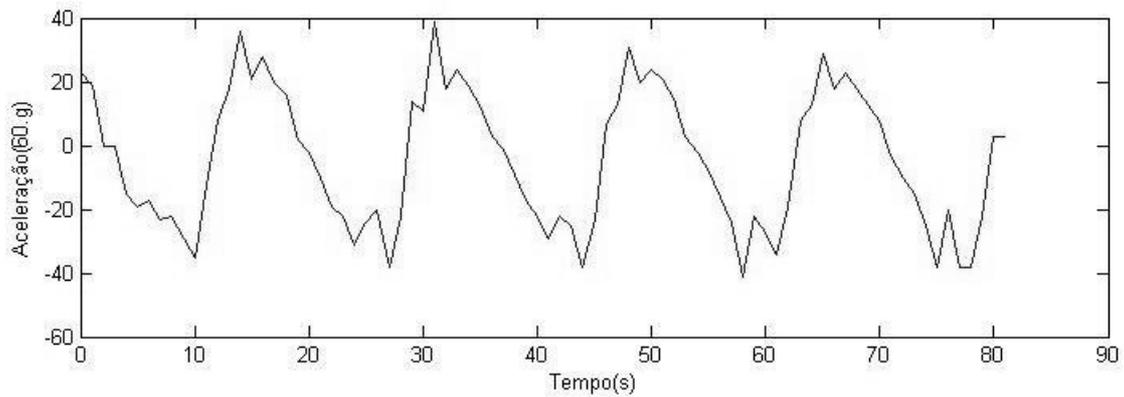


FIGURA D.1– Representação gráfica da oscilação dos valores de aceleração para o teste com a bancada a frequência de 20 RPM.

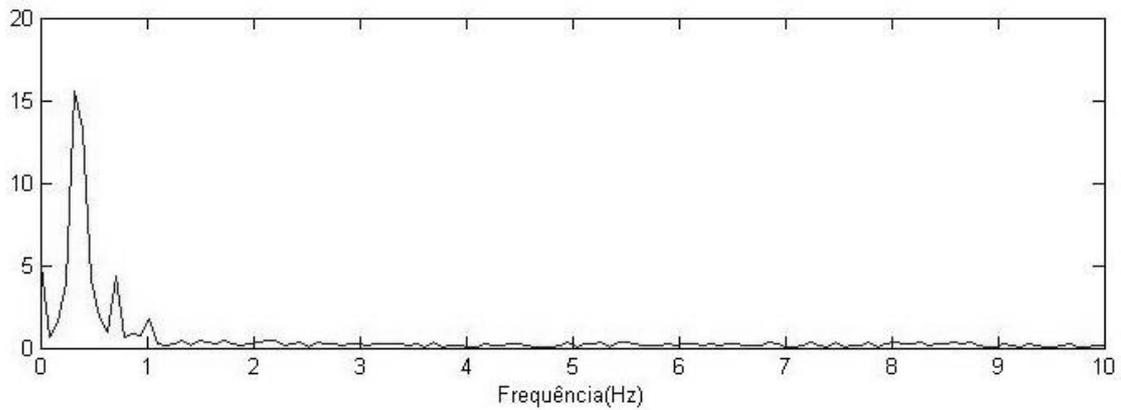


FIGURA D.2 – FFT para os valores de aceleração para o teste com a bancada de 20 RPM.

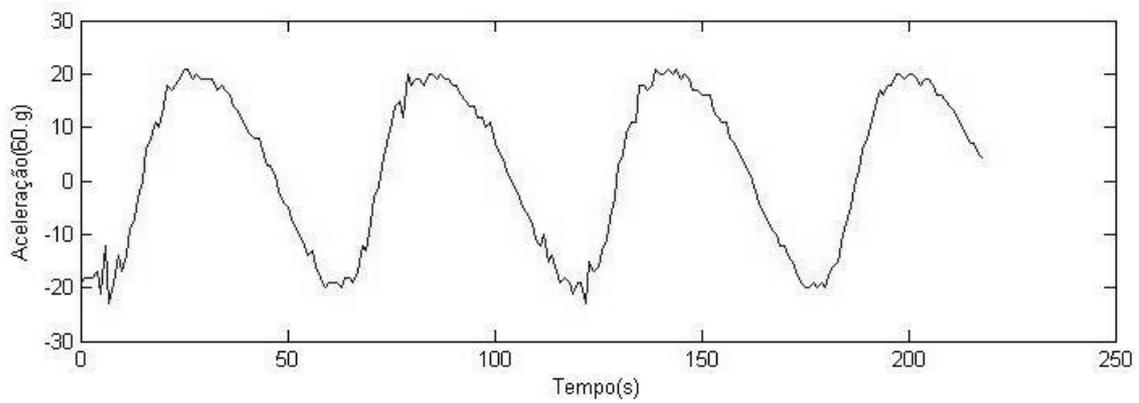


FIGURA D.3– oscilação dos valores de aceleração para o teste com a bancada a freqüência de 30 RPM.

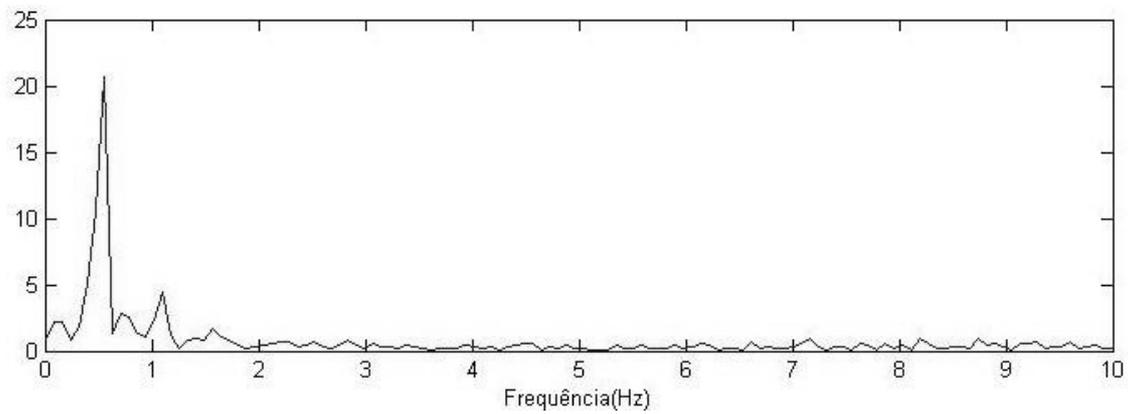


FIGURA D.4 – FFT para os valores de aceleração para o teste com a bancada de 30 RPM.

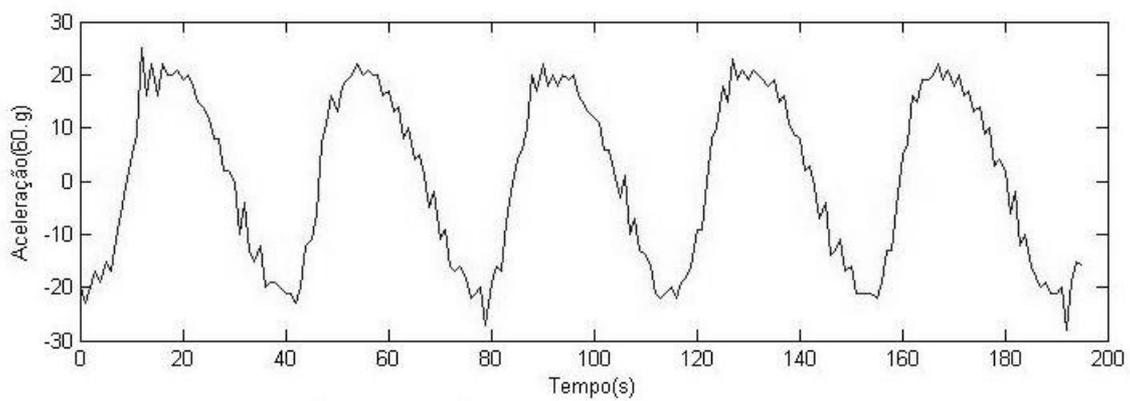


FIGURA D.5– oscilação dos valores de aceleração para o teste com a bancada a freqüência de 50 RPM.

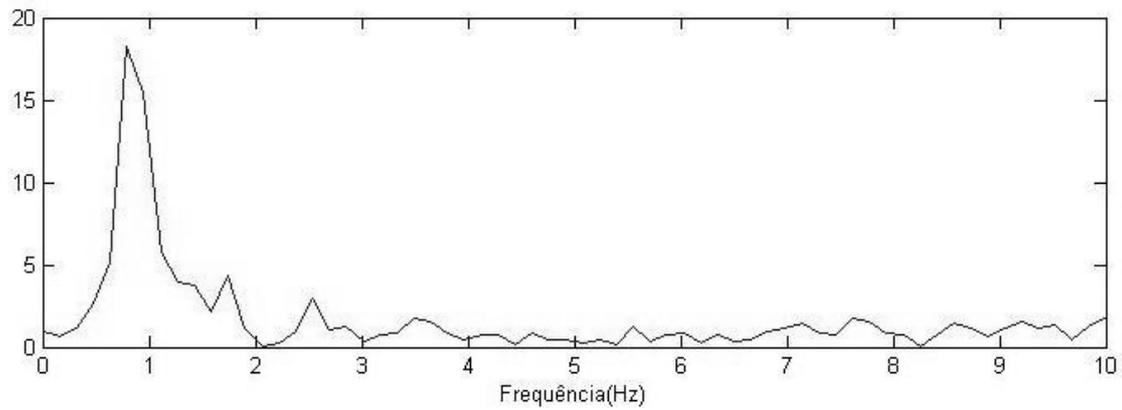


FIGURA D.6 – FFT para os valores de aceleração para o teste com a bancada de 50 RPM.

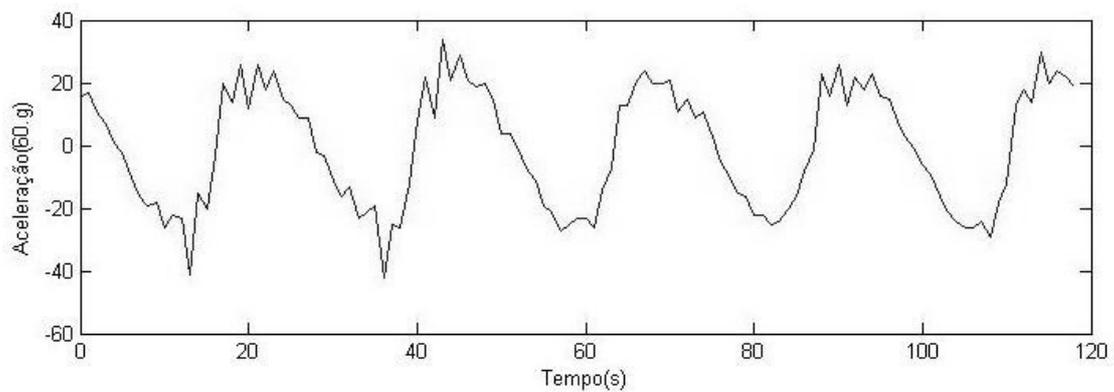


FIGURA D.7– oscilação dos valores de aceleração para o teste com a bancada a frequência de 60 RPM.

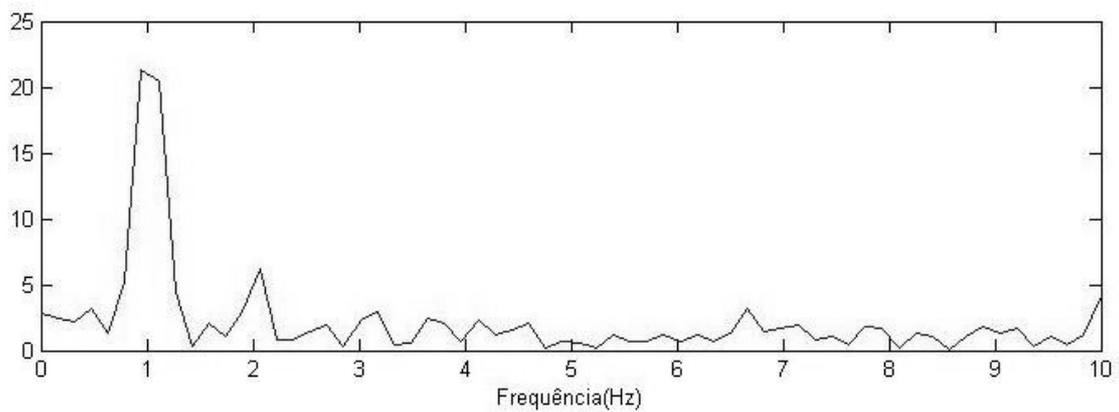


FIGURA D.8 – FFT para os valores de aceleração para o teste com a bancada de 60 RPM.

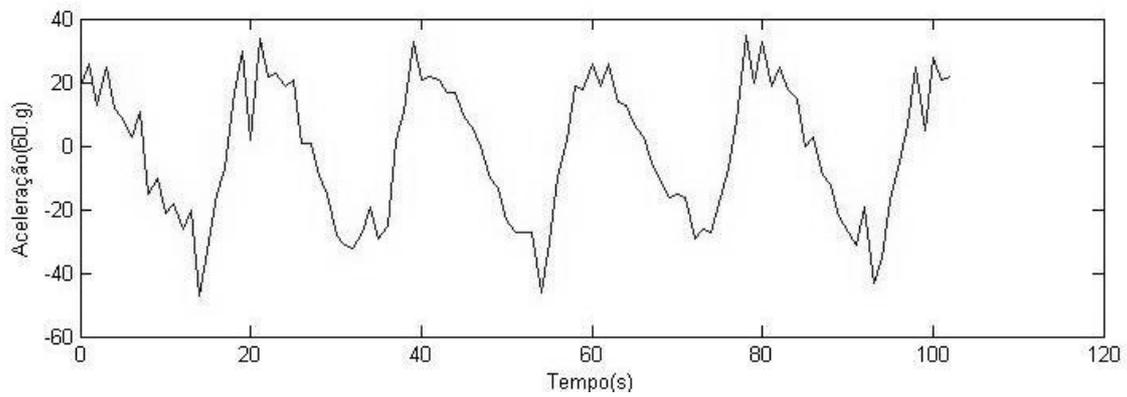


FIGURA D.9– oscilação dos valores de aceleração para o teste com a bancada a frequência de 70 RPM.

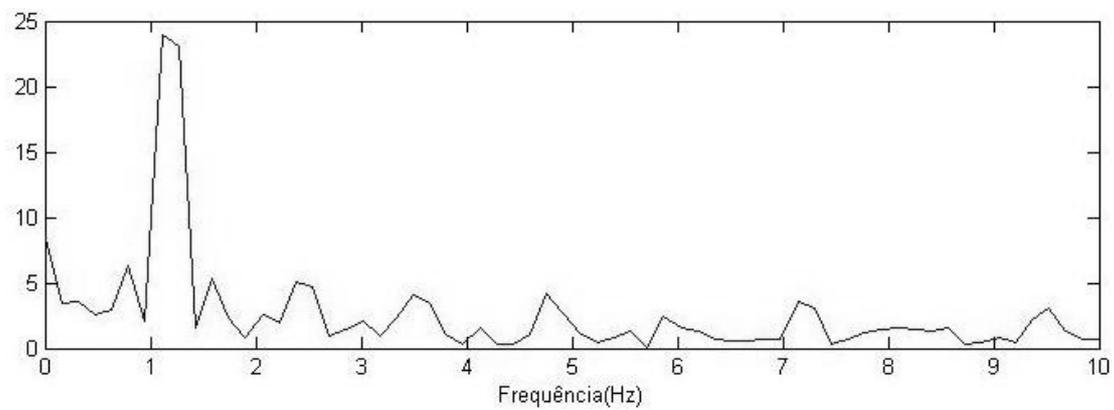


FIGURA D.10 – FFT para os valores de aceleração para o teste com a bancada de 70 RPM.

Livros Grátis

(<http://www.livrosgratis.com.br>)

Milhares de Livros para Download:

[Baixar livros de Administração](#)

[Baixar livros de Agronomia](#)

[Baixar livros de Arquitetura](#)

[Baixar livros de Artes](#)

[Baixar livros de Astronomia](#)

[Baixar livros de Biologia Geral](#)

[Baixar livros de Ciência da Computação](#)

[Baixar livros de Ciência da Informação](#)

[Baixar livros de Ciência Política](#)

[Baixar livros de Ciências da Saúde](#)

[Baixar livros de Comunicação](#)

[Baixar livros do Conselho Nacional de Educação - CNE](#)

[Baixar livros de Defesa civil](#)

[Baixar livros de Direito](#)

[Baixar livros de Direitos humanos](#)

[Baixar livros de Economia](#)

[Baixar livros de Economia Doméstica](#)

[Baixar livros de Educação](#)

[Baixar livros de Educação - Trânsito](#)

[Baixar livros de Educação Física](#)

[Baixar livros de Engenharia Aeroespacial](#)

[Baixar livros de Farmácia](#)

[Baixar livros de Filosofia](#)

[Baixar livros de Física](#)

[Baixar livros de Geociências](#)

[Baixar livros de Geografia](#)

[Baixar livros de História](#)

[Baixar livros de Línguas](#)

[Baixar livros de Literatura](#)
[Baixar livros de Literatura de Cordel](#)
[Baixar livros de Literatura Infantil](#)
[Baixar livros de Matemática](#)
[Baixar livros de Medicina](#)
[Baixar livros de Medicina Veterinária](#)
[Baixar livros de Meio Ambiente](#)
[Baixar livros de Meteorologia](#)
[Baixar Monografias e TCC](#)
[Baixar livros Multidisciplinar](#)
[Baixar livros de Música](#)
[Baixar livros de Psicologia](#)
[Baixar livros de Química](#)
[Baixar livros de Saúde Coletiva](#)
[Baixar livros de Serviço Social](#)
[Baixar livros de Sociologia](#)
[Baixar livros de Teologia](#)
[Baixar livros de Trabalho](#)
[Baixar livros de Turismo](#)