

SISTEMA DE GRAVAÇÃO E REPRODUÇÃO DE 3 CANAIS PARA SINAIS BIOLÓGICOS

M.T.P.FREITAS¹ S.S.FURUIE¹ C.P.MELO¹

RESUMO -- Normalmente, trabalhos relacionados com o estudo e a análise de sinais biológicos necessitam do armazenamento e reprodução confiável dos mesmos para a pesquisa, reestudo e verificações de tendências. Gravadores cassete com a configuração tradicional não podem ser utilizados, uma vez que não respondem a baixas frequências e apresentam problemas devido a flutuações na velocidade da fita. Face a estas limitações e dado o elevado custo de sistemas de gravação importados, decidiu-se pelo projeto e construção de um equipamento que grave e reproduza até três sinais simultaneamente desde dc até 70 Hz, faixa esta que inclui grande parte dos sinais biomédicos (ECG, EEG, sinais respiratórios, etc) (Strong, 1970). Para isto, aproveitou-se a estrutura mecânica de um toca-fitas convencional, incorporando-se os circuitos necessários. Optou-se pela técnica da modulação em frequência, o que permitiu a correção dos sinais durante a reprodução.

INTRODUÇÃO

Foi utilizada a estrutura mecânica de um toca-fitas tipo cassete, marca CCE-mod.CR-30, ligando-se uma cabeça estéreo especial para sistemas "auto-reverse" com seus quatro canais ativados simultaneamente.

Durante o processo de gravação, ocorre uma modulação em frequência nos quatro canais, sendo que os três primeiros recebem os sinais correspondentes às entradas enquanto que no quarto canal é gravado um sinal de referência.

Na reprodução, os sinais são demodulados e o "ruído" do 4º canal é subtraído dos outros canais minimizando o problema de flutuação da velocidade do motor.

DESCRIÇÃO DO SISTEMA

Para simplicidade de descrição, o sistema está representado através de diagramas de blocos.

1 - Serviço de Informática Médica do Instituto do Coração/HCFMUSP
Caixa Postal 80991 - CEP 05403 - São Paulo - SP.

//Trabalho recebido em 30/05/87 e aceito em 30/03/89 //

No módulo de gravação (fig.1), tem-se, tomando-se como exemplo o primeiro canal (o 2º e o 3º canais são similares, exceto quando mencionado), um amplificador diferencial com ajuste de "offset" que leva o sinal a uma faixa de tensões compatíveis com a entrada do modulador; a seguir, é feita uma modulação em frequência através de um "VCO" (oscilador controlado por tensão - CD4046 (CMOS Databook) com frequência central (f_0) ajustada em 3375 Hz e desvios de $\pm 40\%$ (IRIG).

O sinal modulado passa então por um estágio de polarização da cabeça magnética (Freitas e col.).

O quarto canal difere da descrição anterior apenas no que se refere ao amplificador diferencial, que em seu lugar possui uma tensão fixa aplicada ao "VCO", fazendo-o oscilar em f_0 . Este é o sinal de referência utilizado mais tarde para a correção das flutuações da velocidade do motor e também para facilitar o acoplamento a sistemas microcomputadorizados (Moura Jr.e col.).

Ainda ligados aos sinais de entrada (para os três primeiros canais), encontram-se circuitos detetores de nível que indicam quando os níveis de entrada são superiores a +5V acendendo "leds" vermelhos e para níveis inferiores a -5V, são acionados os "leds" verdes. Estes "leds" se encontram no painel para facilidade de monitoração.

As chaves ligadas à cabeça no sistema de gravação indicam que, durante a reprodução, os circuitos de gravação são desconectados da mesma. A fonte de alimentação do sistema de gravação também é desligada durante a reprodução.

Com relação ao módulo de reprodução (fig.2), os circuitos dos quatro canais são iguais, tendo-se, por exemplo para o primeiro canal, um amplificador diferencial tipo instrumentação que recebe o sinal vindo da cabeça; a seguir, este sinal é filtrado, mantendo-se a faixa de 200 Hz a 12 KHz aproximadamente para finalmente entrar num "Schmitt-Trigger" e ser retificado por um diodo de sinal. Assim, os sinais estão "prontos" para serem aplicados ao módulo seguinte, ou seja, o de demodulação.

Este último incorpora um estágio de demodulação, filtragem, correção das flutuações da velocidade e ajustes de ganho e "offset" para os sinais de saída. Os demoduladores são comparadores de fase ("PLL") ajustados de forma a terem respostas similares às dos moduladores, com faixas de "lock" e de "captura" aproximadamente iguais. Após a demodulação, os sinais são filtrados por filtros passa-baixas tipo Butterworth (3º ordem) com frequências de corte iguais a 70 Hz.

Os sinais dos três primeiros canais já filtrados são mandados às entradas (u) dos amplificadores diferenciais que também recebem o sinal filtrado (w) do 4º canal, funcionando como subtratores do ruído comum aos três canais.

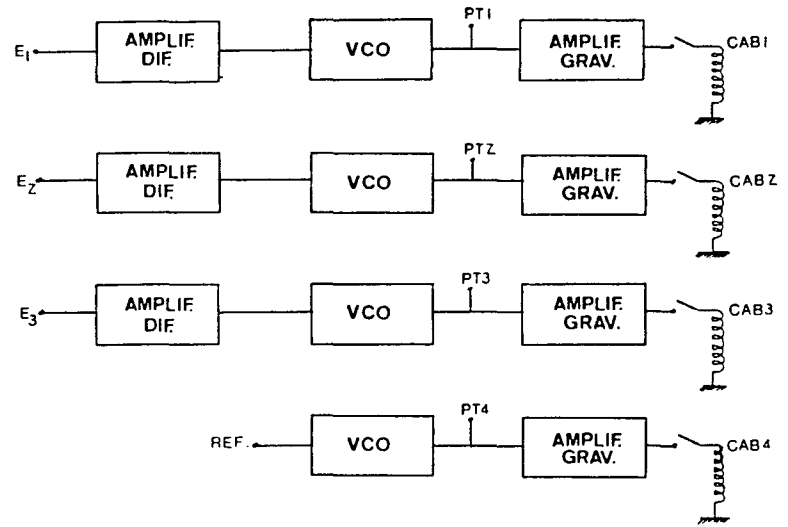


Fig. 1 - Diagrama de Blocos do Sistema de Gravação

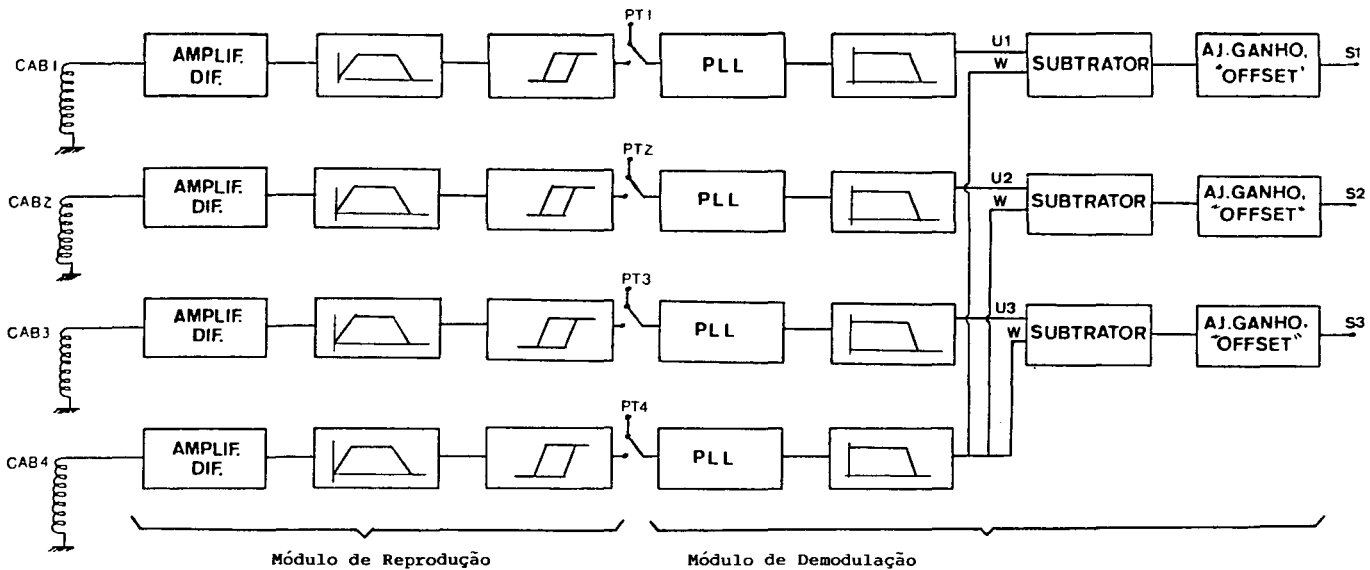


Fig. 2 - Diagrama de Blocos do Sistema de Reprodução

Finalmente, os três sinais subtraídos do ruído passam por ajustes de ganho ($x.5, x1, x2$) e de "offset" independentemente para cada canal.

Os pontos PT dos dois sistemas são interligados durante a gravação para fins de monitoração dos sinais demodulados e filtrados, simultaneamente com os sinais de entrada.

RESULTADOS

Foram gravados sinais senoidais, ondas quadradas e sinais de ECG, e os resultados obtidos se encontram nas figs.(3) e (4).

O sistema pode ter a sua faixa de frequências ampliada reduzindo-se o nível de ruído proveniente das conexões entre placas, cabos e chaves.

Foi feita uma avaliação do erro obtido com o método adotado de subtração entre sinais. Para isto, os sistemas de gravação e reprodução fôram supostos com todos os seus moduladores e demoduladores bem calibrados em f_0 , e com comportamento linear em suas curvas de resposta, que devem ser semelhantes entre si.

O diagrama de blocos da fig.(5.a) representa um esquema simplificado do sistema global para um dos canais contendo o sinal e o outro a referência quando são introduzidos ruídos provenientes de alterações na velocidade da fita durante a gravação ou a reprodução.

Numa situação onde haja alteração de um fator $n(t)$ na velocidade v da fita durante a reprodução do sinal, por exemplo, os sinais $V1$ e $V_{cc}/2$ a serem subtraídos mudarão para $V'1$ e $V'0$ como mostra a curva de demodulação (fig.5.b). Assim, para um determinado instante t , tem-se :

$$V'1(t) - V'0(t) = (n(t).(f1(t)-f0))/tg \tag{1}$$

$$\text{onde : } tg = (f1(t)-f0)/(V1(t) - V0) \tag{2}$$

Sendo : $V0 = V_{cc}/2$;
 $V1(t) - (V_{cc}/2) = S(t)saída$
e $V'1(t) - V'0(t) = S'(t)saída$

onde : $S(t)saída = \text{sinal de saída ideal}$
e $S'(t)saída = \text{sinal de saída com ruído,}$

tem-se, da eq.(1) :

$$S'(t)saída = n(t).(f1(t)-f0)/tg \tag{3}$$

Subst. (2) em (3) :

$$S'(t)saída = n(t).(f1(t)-f0)/((f1(t)-f0)/(V1(t)-(V_{cc}/2)))$$

$$S'(t)saída = n(t).(V1(t) - (V_{cc}/2)) ;$$

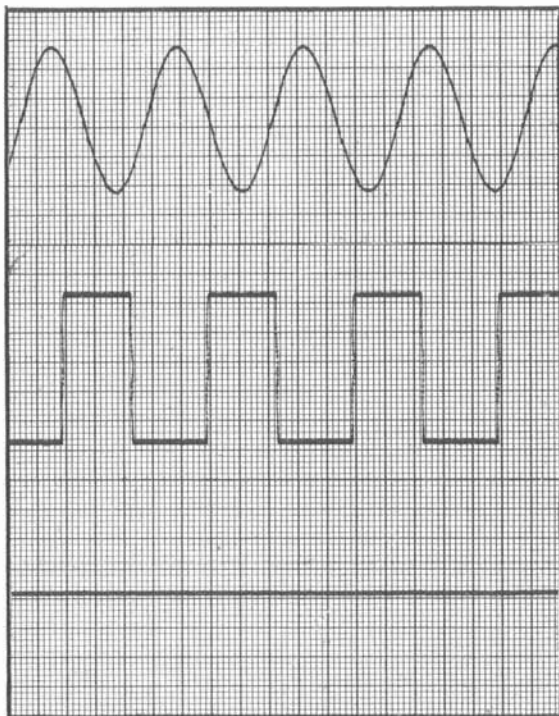


Fig. 3.a. - canal 1 - sen 1Hz, 4,8 Vpp
 canal 2 - onda quadrada 1Hz, 4,8 Vpp
 canal 3 - terra
 (Veloc. do Reg.: 25 mm/s, ganho: $\times \frac{1}{2}$)

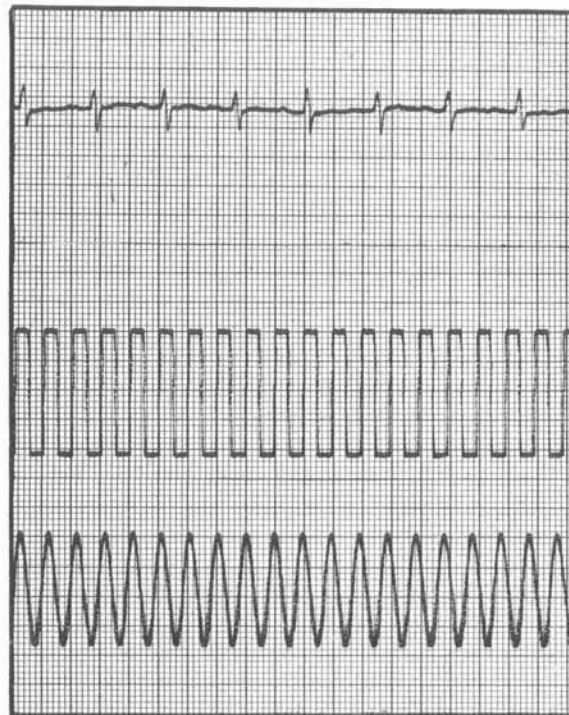


Fig. 3.b. - canal 1 - ECG, 0,6 Vpp
 canal 2 - onda quadrada 5Hz, 2 Vpp
 canal 3 - seno 5Hz, 2 Vpp
 (Veloc. do Reg.: 25 mm/s, ganho: $\times 1$)

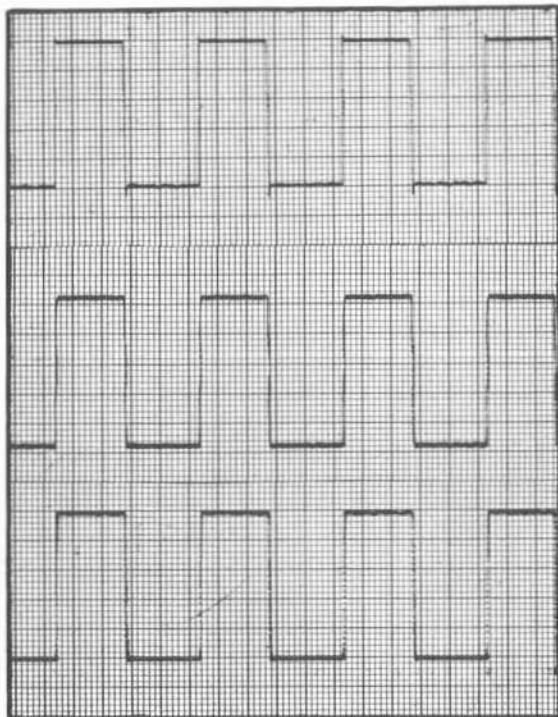


Fig. 4.a. - canal 1 - onda quadrada 1Hz, 4,8 Vpp
 canal 2 - onda quadrada 1Hz, 4,8 Vpp
 canal 3 - onda quadrada 1Hz, 4,8 Vpp
 (Veloc.do Reg.: 25 mm/s, ganho: $\times \frac{1}{2}$)

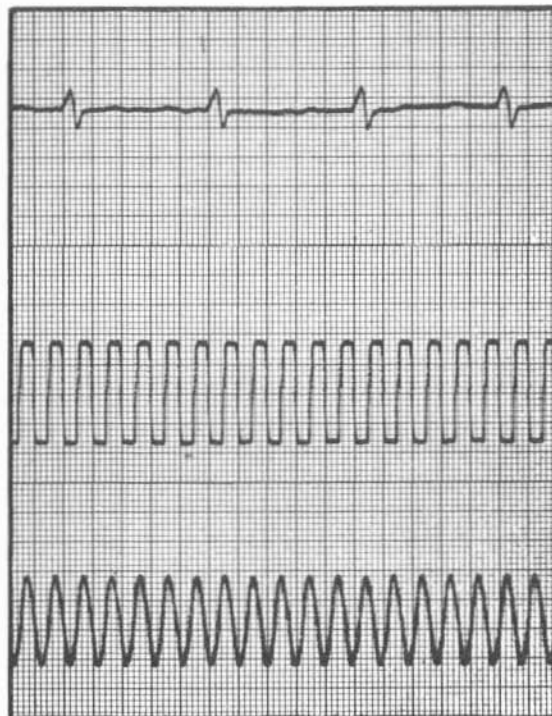


Fig. 4.b. - Canal 1 - ECG, 0,6 Vpp
 canal 2 - onda quadrada 10Hz, 2 Vpp
 canal 3 - seno - 10Hz, 2 Vpp
 (Veloc. do Reg.: 50 mm/s, ganho: $\times 1$)

como $V_1(t) = S(t)\text{entr.} + (V_{cc}/2)$ (ajuste de "offset"), tem-se:

$$S'(t)\text{saída} = n(t).(S(t)\text{entr.}) \quad (4)$$

Portanto, o erro percentual obtido será :

$$e(t) = |(S'(t)\text{saída} - S(t)\text{entr})|/S(t)\text{entr}.100$$

$$e(t) = |(n(t)-1)|.100 (\%) \quad (5)$$

Supondo agora que o sistema não tivesse correção de velocidade. Conforme o diagrama de blocos e o gráfico mostrados nas figs. (6.a) e (6.b), tem-se, para um instante t :

$$V_0 - V'_1(t) = (f_0 - (n(t).f_1(t)))/t_g \quad (6)$$

onde : $t_g = (f_1(t)-f_0)/(V_1(t)-V_0)$

ou seja, com $V_0 = V_{cc}/2$:

$$f_1(t) = t_g .(V_1(t)-(V_{cc}/2)) + f_0 \quad (7)$$

Sendo : $V_1(t) - (V_{cc}/2) = S(t)\text{saída}$ e
 $V'_1(t) - (V_{cc}/2) = S'(t)\text{saída}$,
tem-se, da eq.(6):

$$S'(t)\text{saída} = (n(t).f_1(t)-f_0)/t_g \quad (8)$$

Subst.(7) em (8) :

$$S'(t)\text{saída} = (n(t).t_g .(V_1(t)-(V_{cc}/2)) + n(t).f_0 - f_0)/t_g$$

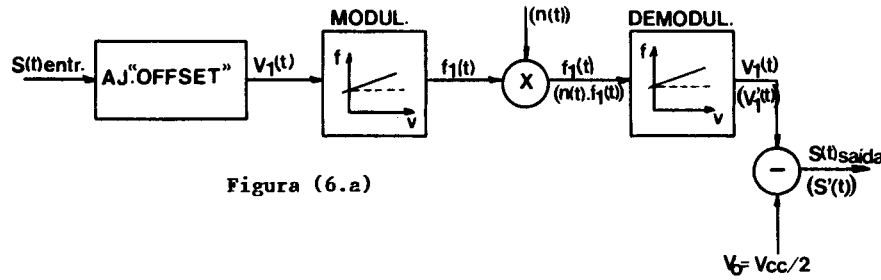
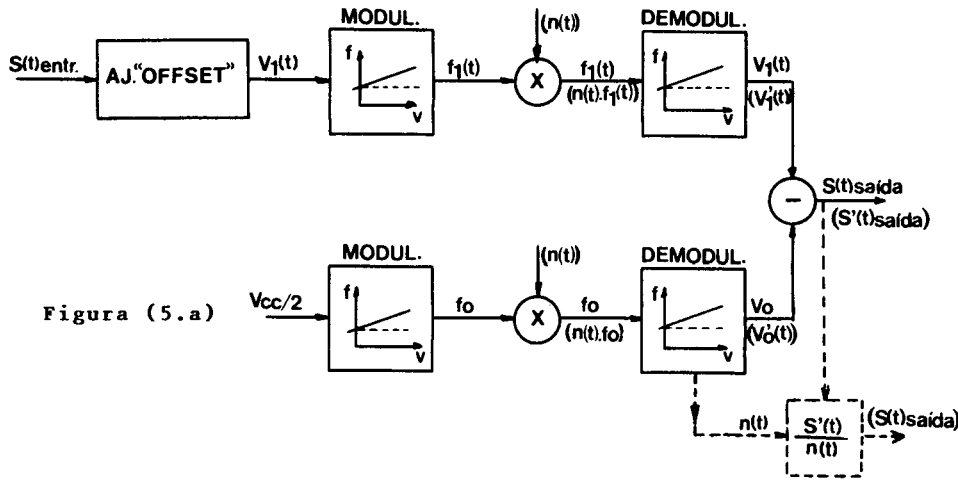
como $V_1(t) = S(t)\text{entr.} + (V_{cc}/2)$ (aj."offset"), tem-se:

$$S'(t)\text{saída} = n(t).(S(t)\text{entr} + (f_0/t_g)) - (f_0/t_g) \quad (9)$$

Pela equação (4), vê-se que o sinal de saída é múltiplo do sinal de entrada pelo fator de variação de velocidade $n(t)$. Como este fator pode ser obtido através do sinal de referência gravado, o sistema em questão poderia ser melhorado introduzindo-se o bloco pontilhado mostrado no diagrama da fig.(5.a).

Agora, num caso onde não houvesse gravação do sinal de referência, a equação (9) mostra que o sinal de saída não poderia ser corrigido, pois é função de $n(t)$, que é um sinal aleatório e desconhecido para o sistema. Mesmo que se conhecesse $n(t)$, gravando-se um sinal de referência, se não fôsse utilizado o método da subtração, nota-se pela equação acima que seria necessário um sistema bem mais complexo para se obter uma correção do sinal.

A mesma análise poderia ser feita considerando-se uma variação na velocidade do sistema de gravação.



Figs.(5.a) e (5.b) - Esquema e gráfico referentes ao sistema com gravação do sinal de referência
 Figs.(6.a) e (6.b) - Esquema e gráfico do sistema sem gravação do sinal de referência.

AGRADECIMENTOS

Agradecemos ao apoio financeiro dado para este trabalho pelo Banco do Brasil S.A. através do seu Fundo de Incentivo à Pesquisa Técnico-Científica (FIPPEC 1.1675-6).

Os autores agradecem também ao pessoal da secretaria e particularmente aos técnicos Cláudio Rogério Pontes e Delfin Machado Calderolli que tanto colaboraram para a execução e montagem deste projeto.

BIBLIOGRAFIA

CMOS Databook - (1978) - National Semiconductor.

Freitas, M.T.P.; Melo, C.P.; Farias, M.A.C.- (1983) - "Sistema de Gravação e Reprodução de Eletrocardiograma para Monitoração Holter" - VIII Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica - UFSC - Florianópolis, Brasil.

IRIG (Inter-Range Instrumentation Group): Telemetry Standards - (1975) - Document 106-71, White Stand Missile Range, New Mexico.

Linear Databook - (1980) - National Semiconductor.

Lowman, C.E.- (1972) - "Magnetic Recording" - McGraw Hill Book Company.

Moura Jr., L.A.; Sosa, E.A.; Furuie, S.S.; Freitas, M.T.P.; Gruppi, C.J.- (1983) - "Eletrocardiografia Dinâmica" - Projeto FINEP B/76/81/144.

Stout, F.D.- (1976) - "Handbook of Operational Amplifier Circuit Design" - McGraw Hill Book Company.

Strong, P. - (1970) - "Biophysical Measurements" - Tektronix Inc.

**THREE CHANNEL RECORDING AND REPRODUCTION SYSTEM
FOR BIOLOGICAL SIGNALS**

ABSTRACT -- Frequently, studies involving acquisition and analysis of biological signals need recording and reproduction facilities in order to use in research, re-study and tendency estimation. Cassette recorders in their traditional configuration, cannot be used because they don't accept low frequency signals and have flutter problems on the tape's speed. Because of these limitations and the high cost of imported recording systems, we have decided to project and construct an equipment that records and reproduces until three signals simultaneously from dc to 70 Hz, a frequency range that includes great part of biomedical signals (ECG, EEG, respiratory signals, etc.). For this purpose, we have used a mechanical structure of a conventional audio cassette-deck, adding to it specially designed electronic circuits. Frequency modulation technique is used; this allows us to correct the signals during the reproduction.