

Universidade de Brasília – UnB
Campus do Gama – FGA
Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica – PPGEb

**COMPRESSÃO DE SINAIS DE ELETROCARDIOGRAFIA
USANDO TÉCNICAS MULTIDIMENSIONAIS**

DAVI BENEVIDES GUSMÃO

Orientador: DR. MARCUS VINÍCIUS CHAFFIM COSTA



UNB – UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA
FGA – FACULDADE DO GAMA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA BIOMÉDICA

**COMPRESSÃO DE SINAIS DE ELETROCARDIOGRAFIA USANDO
TÉCNICAS MULTIDIMENSIONAIS**

DAVI BENEVIDES GUSMÃO

ORIENTADOR: DR. MARCUS VINÍCIUS CHAFFIM COSTA

**DISSERTAÇÃO DE MESTRADO EM
ENGENHARIA BIOMÉDICA**

PUBLICAÇÃO: 106A/2019

BRASÍLIA/DF, MARÇO DE 2019

UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA
FACULDADE DO GAMA
ENGENHARIA BIOMÉDICA

"COMPRESSÃO DE SINAIS DE ELETROCARDIOGRAFIA USANDO
TÉCNICAS MULTIDIMENSIONAIS"

DAVI BENEVIDES GUSMÃO

DISSERTAÇÃO DE MESTRADO SUBMETIDA À FACULDADE UNB GAMA DA
UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA, COMO PARTE DOS REQUISITOS NECESSÁRIOS PARA
A OBTENÇÃO DO TÍTULO DE MESTRE EM ENGENHARIA BIOMÉDICA.


APROVADA POR:



Prof. Dr. Marcus Vinicius Chaffim Costa; FGA / UnB
(ORIENTADOR)



Prof. Dr. Cristiano Jacques Miosso Rodrigues Mendes; FGA / UnB
(EXAMINADOR INTERNO)



Prof. Dr. Diogo Caetano Garcia FGA/UnB
(EXAMINADOR EXTERNO)

Brasília, 21 de março de 2019

FICHA CATALOGRÁFICA

GUSMÃO, D.B

Compressão de Sinais de Eletrocardiografia usando Técnicas Multidimensionais Biomédica[Distrito Federal], 2018.

122p., 210 × 297 mm (FGA/UnB Gama, Mestrado em Engenharia Biomédica, 2019).

Dissertação de Mestrado em Engenharia Biomédica, Faculdade UnB Gama, Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica.

- | | |
|-------------------------|---------------------------------------|
| 1. Engenharia Biomédica | 2. Processamento de Sinais Biológicos |
| 3. Compressão de Sinais | 4. Processamento de Imagens |
| I. FGA UnB/UnB. | |

REFERÊNCIA

GUSMÃO, D.B (2019). Compressão de Sinais de Eletrocardiografia usando Técnicas Multidimensionais. Dissertação de Mestrado em Engenharia Biomédica, Publicação 106A/2019, Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica, Faculdade UnB Gama, Universidade de Brasília, Brasília, DF, 122p.

CESSÃO DE DIREITOS

AUTOR: Davi Benevides Gusmão

TÍTULO: Compressão de Sinais de Eletrocardiografia usando Técnicas Multidimensionais

GRAU: Mestre

ANO: 2019

É concedida à Universidade de Brasília permissão para reproduzir cópias desta dissertação de mestrado e para emprestar ou vender tais cópias somente para propósitos acadêmicos e científicos. O autor reserva outros direitos de publicação e nenhuma parte desta dissertação de mestrado pode ser reproduzida sem a autorização por escrito do autor.

davi.b.gusmao@gmail.com

Brasília, DF – Brasil

RESUMO O trabalho apresenta uma proposta de compressão de sinais de eletrocardiografia (ECG) de um único canal baseada em codificações multidimensionais. A compressão dos sinais organizados em mais altas dimensões busca aproveitar, além da correlação entre as amostras unidimensionais (1D) sucessivas, a correlação *inter-beat*, ou de pulso a pulso, observada ao justapor os segmentos para conseguir aumentar a eficiência do processo de codificação. Para a compressão foram usados três codificadores de imagem e de vídeo no estado da arte, sendo estes o DAALA [1], o AV1 (*AOMedia Video 1*) [2] e o HEVC (*High Efficiency Video Coding*) [3]. Para possibilitar o uso destes codificadores, os sinais 1D foram pré-processados de forma a se apresentarem ora como sinais bidimensionais (2D), ora como sinais tridimensionais (3D). Os testes da codificação bidimensional foram realizados com os três codificadores no modo *intraframe*, e os testes da codificação tridimensional foram realizados com os codificadores AV1 e HEVC no modo *interframe*. Todos os algoritmos propostos foram testados sobre o banco de sinais reais de eletrocardiografia do *MIT-BIH Arrhythmia Database* [4], disponível por meio de acesso livre e gratuito, e os resultados foram avaliados segundo métricas objetivas de taxa e de distorção, a saber, a Razão de Compressão (*CR*, do inglês *Compression Ratio*) e a Raiz da Diferença Média Percentual (*PRD*, do inglês *Percentage Root Mean Square Difference*). Dentre todas as abordagens propostas, o HEVC 2D obteve o melhor desempenho, seguido do AV1 2D e de suas respectivas abordagens 3D, e a abordagem menos eficiente foi verificada para o DAALA. Os resultados da técnica proposta são comparados com os de vários outros trabalhos. Na comparação com os resultados da literatura, o método ora apresentado é competitivo segundo os critérios de avaliação objetiva, sendo que apresenta os melhores resultados para diversos dos sinais testados.

PALAVRAS-CHAVE: Eletrocardiograma; Compressão de ECG; Codificação de Sinais; Codificadores de Vídeo; Processamento Multidimensional de Sinais.

ABSTRACT This work presents a proposal for single channel electrocardiography (ECG) signal compression based on multidimensional coding. In addition to the correlation between successive one-dimensional (1D) samples, the compression of signals organized in higher dimensions seeks to take advantage of the inter-beat (or pulse-to-pulse) correlation, observed by juxtaposing the segments to increase the coding process efficiency. State-of-the-art image and video encoders were used for compression: DAALA [1], AV1 (AOMedia Video 1) [2] and HEVC (High Efficiency Video Coding) [3]. To enable the use of these encoders, the 1D signals were preprocessed to present either as two-dimensional (2D) or sometimes three-dimensional (3D) signals. Two-dimensional coding tests were performed with the encoders in intraframe mode, and three-dimensional coding tests were performed with the AV1 and HEVC coders in interframe mode. All proposed algorithms were tested against the MIT-BIH Arrhythmia Database real electrocardiography signal bank [4], available through free and open access, and the results were evaluated using objective rate and distortion metrics, namely the Compression Ratio (CR) and Percentage Root Mean Square Difference (PRD). Among all proposed approaches, HEVC 2D had the best performance, followed by AV1 2D and their respective 3D approaches, and the least efficient approach was found for DAALA. The results of the proposed technique are compared with those of several other works. In comparison with the literature results, the method presented here is competitive according to the objective evaluation criteria and presents the best results for several of the tested signals.

KEYWORDS: Electrocardiogram; ECG Data Compression; Signal Coding; Video Encoders; Multidimensional Signal Processing.

SUMÁRIO

1	Introdução	1
1.1	Objetivo Geral	2
1.2	Objetivos Específicos	2
1.3	Estrutura do Trabalho	2
2	Fundamentação Teórica	4
2.1	Formação do Sinal de Eletrocardiografia	4
2.2	Fundamentos da Compressão de Sinais	6
2.2.1	Codificadores de Entropia	6
2.2.2	Transformada Discreta de Cossenos - DCT	13
2.3	Codificadores de Vídeo	14
2.3.1	DAALA	14
2.3.2	AV1	15
2.3.3	HEVC	16
3	Revisão de Literatura	22
3.1	Técnicas no Domínio do Tempo	22
3.2	Técnicas no Domínio Transformado	23
3.3	Técnicas de Extração de Parâmetros	24
3.4	Técnicas de Compressão Bidimensional	25

4	Materiais e Métodos	27
4.1	Detecção de Picos das Ondas R	27
4.2	Segmentação do Sinal de ECG	27
4.3	Interpolação dos Segmentos de ECG	29
4.4	ECG 2D: Reordenamento dos Segmentos por Correlação Cruzada	29
4.5	ECG 3D: Fatiamento do Sinal de ECG Bidimensional	31
4.6	Compressão Multidimensional	32
4.7	Métricas de Avaliação	33
5	Resultados e Discussão	35
5.1	Abordagem Bidimensional	35
5.2	Abordagem Tridimensional	49
5.3	Comparações Entre as Abordagens 2D e 3D e a Literatura	56
5.4	Comentários Sobre as Implementações dos Codificadores	62
6	Conclusão	63
7	Apêndice 1 - Tabelas com dados brutos de CR, $PRD_{mean}(\%)$ e $PRD_{offset}(\%)$ para os sinais 100, 117 e 119	68
7.1	Dados Brutos das Métricas de Taxa e Distorção para os Codificadores Bidimensionais	68
7.2	Dados Brutos das Métricas de Taxa e Distorção para os Codificadores Tridimensionais	73
8	Apêndice 2 - Curvas de $CR \times PRD_{offset}(\%)$ para os Codificadores Bidimensionais	76
9	Apêndice 3 - Curvas de $CR \times PRD_{offset}(\%)$ para os Codificadores Tridimensionais	98

LISTA DE TABELAS

2.1	Probabilidades dos símbolos da fonte e códigos atribuídos no início da codificação de Huffman	7
2.2	Primeiro agrupamento de probabilidades pelo codificador de Huffman	8
2.3	Segundo agrupamento de probabilidades pelo codificador de Huffman	8
2.4	Terceiro agrupamento de probabilidades pelo codificador de Huffman	8
2.5	Representação das letras em palavras-código no codificador de Huffman . . .	9
2.6	Intervalos para a primeira etapa da codificação aritmética.	10
2.7	Intervalos para a segunda etapa da codificação aritmética.	10
2.8	Intervalos para a terceira etapa da codificação aritmética.	11
5.1	Resultados de $PRD(\%)$ para todos os sinais com $CR = 10$ para o codificador AV1 2D	38
5.2	Resultados de $PRD(\%)$ para todos os sinais com $CR = 10$ para o codificador DAALA 2D	41
5.3	Resultados de $PRD(\%)$ para todos os sinais com $CR = 10$ para o codificador HEVC 2D	43
5.4	Resultados de G_{FM} para os codificadores 2D em comparação com Campitelli [38] para todo o banco de sinais (com valores de média aritmética e desvio-padrão).	48
5.5	Resultados comparativos entre as técnicas propostas para o Sinal 100.	54
5.6	Resultados comparativos entre as técnicas propostas para o Sinal 117.	54
5.7	Resultados comparativos entre as técnicas propostas para o Sinal 119.	54
5.8	Valores médios de $PRD_{offset}(\%)$ para determinadas CR	59

5.9	Valores médios de $PRD_{mean}(\%)$ para determinadas CR	59
5.10	Valores de CR média de cada codificador para $PRD(\%)$ estipulada.	59
5.11	Comparativo com os principais trabalhos utilizando técnicas bidimensionais para o sinal 100.	60
5.12	Comparativo com os principais trabalhos utilizando técnicas bidimensionais para o sinal 117.	60
5.13	Comparativo com os principais trabalhos utilizando técnicas bidimensionais para o sinal 119.	61
7.1	Resultados brutos do DAALA 2D de acordo com os QPs estabelecidos.	68
7.1	Resultados brutos do DAALA 2D de acordo com os QPs estabelecidos (continuação).	69
7.2	Resultados brutos do AV1 2D de acordo com os QPs estabelecidos.	70
7.2	Resultados brutos do AV1 2D de acordo com os QPs estabelecidos (continuação).	71
7.3	Resultados brutos do HEVC 2D de acordo com os QPs estabelecidos.	72
7.4	Resultados brutos do AV1 3D de acordo com os QPs estabelecidos.	73
7.4	Resultados brutos do AV1 3D de acordo com os QPs estabelecidos (continuação).	74
7.5	Resultados brutos do HEVC 3D de acordo com os QPs estabelecidos.	75

LISTA DE FIGURAS

2.1	Exemplo do sinal de ECG de um ciclo cardíaco normal e suas ondas P, Q, R, S e T . Adaptado de [7].	5
2.2	Exemplo de árvore de codificação de Huffman	9
2.3	Exemplo de primeira etapa de codificação aritmética. Adaptado de [11]. . . .	10
2.4	Exemplo da segunda etapa da codificação aritmética. Adaptado de [11]. . . .	11
2.5	Exemplo da terceira etapa da codificação aritmética. Adaptado de [11]. . . .	11
2.6	Exemplo da etapa final da codificação aritmética [11], modificado.	12
2.7	Pipeline de funcionamento DAALA codec. Adaptado de [14].	14
2.8	Sub-divisão dos blocos no codificador AV1. Adaptado de [16].	15
2.9	Ângulos da predição intra [17] adaptado.	18
4.1	Sinal 119 segmentado e posicionado na matriz.	28
4.2	Vista em perspectiva do sinal 119 segmentado e posicionado na matriz. . . .	29
4.3	Sinal 119 segmentado e interpolado.	30
4.4	Vista em perspectiva do sinal 119 segmentado e interpolado.	30
4.5	Sinal 119 interpolado e reordenado.	31
4.6	Vista em perspectiva do sinal 119 interpolado e reordenado.	31
4.7	Fatias do sinal 119 em vista 3D de acordo com a montagem do vídeo.	32
5.1	Curva de qualidade de compressão para todos os sinais com codificador AV1 2D e $PRD_{mean}(\%)$	36

5.2	Curva de qualidade de compressão para todos os sinais com codificador AV1 2D e $PRD_{offset}(\%)$	37
5.3	Curva de qualidade de compressão para todos os sinais com codificador DA-ALA 2D e $PRD_{mean}(\%)$	39
5.4	Curva de qualidade de compressão para todos os sinais com codificador DA-ALA 2D e $PRD_{offset}(\%)$	40
5.5	Curva de qualidade de compressão para todos os sinais com codificador HEVC 2D e $PRD_{mean}(\%)$	42
5.6	Curva de qualidade de compressão para todos os sinais com codificador HEVC 2D e $PRD_{offset}(\%)$	44
5.7	Valores de FM para cada codificador 2D testado e o trabalho de Campitelli [38]	46
5.8	Representação em boxplot dos valores de FM para cada codificador 2D testado e o trabalho de Campitelli [38] (A linha horizontal na cor verde representa a mediana do codificador enquanto os limites do retângulo apresenta o primeiro e o terceiro quartis).	47
5.9	Curva de qualidade de compressão para todos os sinais com codificador HEVC 3D e $PRD_{offset}(\%)$	50
5.10	Curva de qualidade de compressão para todos os sinais com codificador HEVC 3D e $PRD_{mean}(\%)$	51
5.11	Curva de qualidade de compressão para todos os sinais com codificador AV1 3D e $PRD_{offset}(\%)$	52
5.12	Curva de qualidade de compressão para todos os sinais com codificador AV1 3D e $PRD_{mean}(\%)$	53
5.13	Curva de qualidade de compressão para as médias de todos os codificadores com $PRD_{offset}(\%)$	57
5.14	Curva de qualidade de compressão para as médias de todos os codificadores com $PRD_{mean}(\%)$	58
8.1	Curvas de $CR \times PRD_{offset}(\%)$ dos <i>codecs</i> 2D para o Sinal 100.	76
8.2	Curvas de $CR \times PRD_{offset}(\%)$ dos <i>codecs</i> 2D para o Sinal 101.	77

8.3	Curvas de $CR \times PRD_{offset}(\%)$ dos <i>codecs</i> 2D para o Sinal 102.	77
8.4	Curvas de $CR \times PRD_{offset}(\%)$ dos <i>codecs</i> 2D para o Sinal 103.	78
8.5	Curvas de $CR \times PRD_{offset}(\%)$ dos <i>codecs</i> 2D para o Sinal 104.	78
8.6	Curvas de $CR \times PRD_{offset}(\%)$ dos <i>codecs</i> 2D para o Sinal 105.	79
8.7	Curvas de $CR \times PRD_{offset}(\%)$ dos <i>codecs</i> 2D para o Sinal 106.	79
8.8	Curvas de $CR \times PRD_{offset}(\%)$ dos <i>codecs</i> 2D para o Sinal 107.	80
8.9	Curvas de $CR \times PRD_{offset}(\%)$ dos <i>codecs</i> 2D para o Sinal 108.	80
8.10	Curvas de $CR \times PRD_{offset}(\%)$ dos <i>codecs</i> 2D para o Sinal 109.	81
8.11	Curvas de $CR \times PRD_{offset}(\%)$ dos <i>codecs</i> 2D para o Sinal 111.	81
8.12	Curvas de $CR \times PRD_{offset}(\%)$ dos <i>codecs</i> 2D para o Sinal 112.	82
8.13	Curvas de $CR \times PRD_{offset}(\%)$ dos <i>codecs</i> 2D para o Sinal 113.	82
8.14	Curvas de $CR \times PRD_{offset}(\%)$ dos <i>codecs</i> 2D para o Sinal 114.	83
8.15	Curvas de $CR \times PRD_{offset}(\%)$ dos <i>codecs</i> 2D para o Sinal 115.	83
8.16	Curvas de $CR \times PRD_{offset}(\%)$ dos <i>codecs</i> 2D para o Sinal 116.	84
8.17	Curvas de $CR \times PRD_{offset}(\%)$ dos <i>codecs</i> 2D para o Sinal 117.	84
8.18	Curvas de $CR \times PRD_{offset}(\%)$ dos <i>codecs</i> 2D para o Sinal 119.	85
8.19	Curvas de $CR \times PRD_{offset}(\%)$ dos <i>codecs</i> 2D para o Sinal 122.	85
8.20	Curvas de $CR \times PRD_{offset}(\%)$ dos <i>codecs</i> 2D para o Sinal 123.	86
8.21	Curvas de $CR \times PRD_{offset}(\%)$ dos <i>codecs</i> 2D para o Sinal 200.	86
8.22	Curvas de $CR \times PRD_{offset}(\%)$ dos <i>codecs</i> 2D para o Sinal 202.	87
8.23	Curvas de $CR \times PRD_{offset}(\%)$ dos <i>codecs</i> 2D para o Sinal 203.	87
8.24	Curvas de $CR \times PRD_{offset}(\%)$ dos <i>codecs</i> 2D para o Sinal 205.	88
8.25	Curvas de $CR \times PRD_{offset}(\%)$ dos <i>codecs</i> 2D para o Sinal 208.	88
8.26	Curvas de $CR \times PRD_{offset}(\%)$ dos <i>codecs</i> 2D para o Sinal 209.	89

8.27	Curvas de $CR \times PRD_{offset}(\%)$ dos <i>codecs</i> 2D para o Sinal 210.	89
8.28	Curvas de $CR \times PRD_{offset}(\%)$ dos <i>codecs</i> 2D para o Sinal 212.	90
8.29	Curvas de $CR \times PRD_{offset}(\%)$ dos <i>codecs</i> 2D para o Sinal 213.	90
8.30	Curvas de $CR \times PRD_{offset}(\%)$ dos <i>codecs</i> 2D para o Sinal 214.	91
8.31	Curvas de $CR \times PRD_{offset}(\%)$ dos <i>codecs</i> 2D para o Sinal 215.	91
8.32	Curvas de $CR \times PRD_{offset}(\%)$ dos <i>codecs</i> 2D para o Sinal 217.	92
8.33	Curvas de $CR \times PRD_{offset}(\%)$ dos <i>codecs</i> 2D para o Sinal 219.	92
8.34	Curvas de $CR \times PRD_{offset}(\%)$ dos <i>codecs</i> 2D para o Sinal 220.	93
8.35	Curvas de $CR \times PRD_{offset}(\%)$ dos <i>codecs</i> 2D para o Sinal 221.	93
8.36	Curvas de $CR \times PRD_{offset}(\%)$ dos <i>codecs</i> 2D para o Sinal 222.	94
8.37	Curvas de $CR \times PRD_{offset}(\%)$ dos <i>codecs</i> 2D para o Sinal 228.	94
8.38	Curvas de $CR \times PRD_{offset}(\%)$ dos <i>codecs</i> 2D para o Sinal 230.	95
8.39	Curvas de $CR \times PRD_{offset}(\%)$ dos <i>codecs</i> 2D para o Sinal 231.	95
8.40	Curvas de $CR \times PRD_{offset}(\%)$ dos <i>codecs</i> 2D para o Sinal 232.	96
8.41	Curvas de $CR \times PRD_{offset}(\%)$ dos <i>codecs</i> 2D para o Sinal 233.	96
8.42	Curvas de $CR \times PRD_{offset}(\%)$ dos <i>codecs</i> 2D para o Sinal 234.	97
9.1	Curvas de $CR \times PRD_{offset}(\%)$ dos <i>codecs</i> 3D para o Sinal 100.	98
9.2	Curvas de $CR \times PRD_{offset}(\%)$ dos <i>codecs</i> 3D para o Sinal 101.	99
9.3	Curvas de $CR \times PRD_{offset}(\%)$ dos <i>codecs</i> 3D para o Sinal 102.	99
9.4	Curvas de $CR \times PRD_{offset}(\%)$ dos <i>codecs</i> 3D para o Sinal 103.	100
9.5	Curvas de $CR \times PRD_{offset}(\%)$ dos <i>codecs</i> 3D para o Sinal 104.	100
9.6	Curvas de $CR \times PRD_{offset}(\%)$ dos <i>codecs</i> 3D para o Sinal 105.	101
9.7	Curvas de $CR \times PRD_{offset}(\%)$ dos <i>codecs</i> 3D para o Sinal 106.	101
9.8	Curvas de $CR \times PRD_{offset}(\%)$ dos <i>codecs</i> 3D para o Sinal 107.	102

9.9	Curvas de $CR \times PRD_{offset}(\%)$ dos <i>codecs</i> 3D para o Sinal 108.	102
9.10	Curvas de $CR \times PRD_{offset}(\%)$ dos <i>codecs</i> 3D para o Sinal 109.	103
9.11	Curvas de $CR \times PRD_{offset}(\%)$ dos <i>codecs</i> 3D para o Sinal 111.	103
9.12	Curvas de $CR \times PRD_{offset}(\%)$ dos <i>codecs</i> 3D para o Sinal 112.	104
9.13	Curvas de $CR \times PRD_{offset}(\%)$ dos <i>codecs</i> 3D para o Sinal 113.	104
9.14	Curvas de $CR \times PRD_{offset}(\%)$ dos <i>codecs</i> 3D para o Sinal 114.	105
9.15	Curvas de $CR \times PRD_{offset}(\%)$ dos <i>codecs</i> 3D para o Sinal 115.	105
9.16	Curvas de $CR \times PRD_{offset}(\%)$ dos <i>codecs</i> 3D para o Sinal 116.	106
9.17	Curvas de $CR \times PRD_{offset}(\%)$ dos <i>codecs</i> 3D para o Sinal 117.	106
9.18	Curvas de $CR \times PRD_{offset}(\%)$ dos <i>codecs</i> 3D para o Sinal 118.	107
9.19	Curvas de $CR \times PRD_{offset}(\%)$ dos <i>codecs</i> 3D para o Sinal 119.	107
9.20	Curvas de $CR \times PRD_{offset}(\%)$ dos <i>codecs</i> 3D para o Sinal 122.	108
9.21	Curvas de $CR \times PRD_{offset}(\%)$ dos <i>codecs</i> 3D para o Sinal 123.	108
9.22	Curvas de $CR \times PRD_{offset}(\%)$ dos <i>codecs</i> 3D para o Sinal 124.	109
9.23	Curvas de $CR \times PRD_{offset}(\%)$ dos <i>codecs</i> 3D para o Sinal 200.	109
9.24	Curvas de $CR \times PRD_{offset}(\%)$ dos <i>codecs</i> 3D para o Sinal 202.	110
9.25	Curvas de $CR \times PRD_{offset}(\%)$ dos <i>codecs</i> 3D para o Sinal 203.	110
9.26	Curvas de $CR \times PRD_{offset}(\%)$ dos <i>codecs</i> 3D para o Sinal 205.	111
9.27	Curvas de $CR \times PRD_{offset}(\%)$ dos <i>codecs</i> 3D para o Sinal 208.	111
9.28	Curvas de $CR \times PRD_{offset}(\%)$ dos <i>codecs</i> 3D para o Sinal 209.	112
9.29	Curvas de $CR \times PRD_{offset}(\%)$ dos <i>codecs</i> 3D para o Sinal 210.	112
9.30	Curvas de $CR \times PRD_{offset}(\%)$ dos <i>codecs</i> 3D para o Sinal 212.	113
9.31	Curvas de $CR \times PRD_{offset}(\%)$ dos <i>codecs</i> 3D para o Sinal 213.	113
9.32	Curvas de $CR \times PRD_{offset}(\%)$ dos <i>codecs</i> 3D para o Sinal 214.	114

9.33	Curvas de $CR \times PRD_{offset}(\%)$ dos <i>codecs</i> 3D para o Sinal 215.	114
9.34	Curvas de $CR \times PRD_{offset}(\%)$ dos <i>codecs</i> 3D para o Sinal 217.	115
9.35	Curvas de $CR \times PRD_{offset}(\%)$ dos <i>codecs</i> 3D para o Sinal 219.	115
9.36	Curvas de $CR \times PRD_{offset}(\%)$ dos <i>codecs</i> 3D para o Sinal 220.	116
9.37	Curvas de $CR \times PRD_{offset}(\%)$ dos <i>codecs</i> 3D para o Sinal 221.	116
9.38	Curvas de $CR \times PRD_{offset}(\%)$ dos <i>codecs</i> 3D para o Sinal 222.	117
9.39	Curvas de $CR \times PRD_{offset}(\%)$ dos <i>codecs</i> 3D para o Sinal 228.	117
9.40	Curvas de $CR \times PRD_{offset}(\%)$ dos <i>codecs</i> 3D para o Sinal 230.	118
9.41	Curvas de $CR \times PRD_{offset}(\%)$ dos <i>codecs</i> 3D para o Sinal 231.	118
9.42	Curvas de $CR \times PRD_{offset}(\%)$ dos <i>codecs</i> 3D para o Sinal 232.	119
9.43	Curvas de $CR \times PRD_{offset}(\%)$ dos <i>codecs</i> 3D para o Sinal 233.	119
9.44	Curvas de $CR \times PRD_{offset}(\%)$ dos <i>codecs</i> 3D para o Sinal 234.	120

LISTA DE SÍMBOLOS, NOMENCLATURAS E ABREVIACÕES

- AV1* – *AOMedia Video 1*
- ASCII* – *American Standard Code for Information Interchange*
- AZTEC* – *Amplitude Zone Time Epoch Coding*
- CABAC* – *Context adaptive binary arithmetic Coding*
- CF* – *Compression Factor* (Fator de Compressão)
- CMYK* – *Cyan Magenta Yellow Black* (Ciano Magenta Amarelo Preto)
- CR* – *Compression Ratio* (Razão de Compressão)
- CODEC* – *COder/DECoder* (Codificador/Decodificador)
- CORTES* – *COordinate Reduction Time Encoding System*
- CTU* – *Coding Tree Units* (Árvore de Unidades de Codificação)
- CTB* – *Coding Tree Block* (Árvore de Blocos de Codificação)
- CUs* – *Coding Units* (Unidade de Codificação)
- CBs* – *Coding Blocks* (Bloco de Codificação)
- DCT* – *Discrete Cosine Transform* (Transformada Discreta de Cosseno)
- DFT* – *Discrete Fourier Transform* (Transformada Discreta de Fourier)
- DST* – *Discrete Sine Transform*
- DPCM* – *Differential Pulse Code Modulation* (Modulação por Codificação Diferencial de Pulso)
- DWT* – *Discrete Wavelet Transform* (Transformada Discreta de *wavelets*)
- ECG* – Eletrocardiografia; Eletrocardiograma
- FM* – Fator de Mérito
- FT* – *Fourier Transform* (Transformada de Fourier)
- G_{FM} – Ganho de Fator de Mérito
- HDR* – *High Dynamic Range* (Grande Alcance Dinâmico)
- HEVC* – *High Efficiency Video Coding* (Codificação de Vídeo de Alta Eficiência)
- IP* – *Intra Prediction*(Predição Intraframe)
- JPEG* – *Joint Photographic Experts Group*
- KLT* – *Karhunen-Loève Transform* (Transformada de Karhunen-Loève)
- LT* – *Lapped Transform* (Transformada com Sobreposição)
- LLACE* – *LossLess-ASCII-Character-Encoding*

- MC* – *Motion Compensation*(Compensação de Movimento)
- MV* – *Motion Vector*(Vetor de Movimento)
- PDF* – *Probability Density Function* (Função de Densidade de Probabilidade)
- PRD* – *Percentage Root Mean Square Difference* (Raiz da Diferença Média Percentual)
- PU_s* – *Prediction Units*(Unidade de Predição)
- PB_s* – *Prediction Blocks*(Blocos de Predição)
- RGB* – *Red Green Blue* (Vermelho Verde Azul)
- SAO* – *Sample adaptive offset*(Offset de Ampstra Adaptativa)
- SAPA* – *Scan-Along Polygonal Approximation*
- SPIHT* – *Set partitioning in hierarchical trees*
- SNR* – *Signal to Noise Ratio* (Razão Sinal-Ruído)
- SVD* – *Singular Value Decomposition* (Decomposição em Valores Singulares)
- TB* – *Transform Blocks*(Blocos de Transformação)
- TC* – *Transform Coding* (Codificação por Transformadas)
- TU_s* – *Transform Units* (Unidade de Transformação)
- TP* – *Turning Point*
- URQ* – *Uniform Reconstruction Quantization*
- USZZQ* – *Uniform Scalar Zero Zone Quantizer*
- WHT* – *Walsh-Hadamard Transform* (Transformada de Walsh-Hadamard)
- WT* – *Wavelet Transform* (Transformada de *wavelets*)

1 INTRODUÇÃO

O monitoramento de sinais vitais fora do ambiente hospitalar tem se disseminado e permitido aplicações inovadoras em anos recentes. Este tipo de monitoramento é capaz, por exemplo, de fornecer informações sobre o estilo de vida das pessoas e alertar sobre mudanças em seu estado de saúde [5].

Diversos novos tipos de dispositivos de monitoramento vêm se tornando mais comuns, como relógios inteligentes, *smart bands* e roupas com sensores de eletrocardiografia (ECG) e de eletromiografia (EMG). Desta forma, cresce a necessidade de codificadores com maior capacidade de compressão, para amenizar a crescente geração de dados e viabilizar a transmissão das amostras.

Compressão de dados é um tópico muito relevante para a eletrônica nos últimos anos, com aplicações indispensáveis em imagens e vídeos. O desenvolvimento dos codificadores possibilitou a criação de serviços de *streaming* de dados através da internet, bem como as mídias digitais e *players* portáteis.

Na área médica, os sinais biológicos sempre foram de grande importância para diagnóstico dos pacientes. Com o passar dos anos, a necessidade de armazenamento para análise futura dos sinais adquiridos durante exames médicos foi surgindo, como é o caso dos exames MAPA, no qual são armazenados os valores da pressão arterial, e Holter, em que é registrado o eletrocardiograma do paciente. Como o exame possui cerca de 24 horas de duração, é necessário que o dispositivo possua suficiente quantidade de memória para o armazenamento das informações.

A proposta deste trabalho é utilizar codificadores padronizados de imagens e vídeos, aproveitando suas implementações otimizadas e amplamente disponíveis para efetivar a compressão de sinais de ECG. Os sinais são pré-processados de forma a se adequarem ao funcionamento de cada codificador, por meio de processamentos que ajustem os sinais aos modos bidimensional e/ou tridimensional e possibilitem a utilização de codificadores do estado da arte e assim melhorem a qualidade da compressão de sinais biomédicos para diversas taxas de compressão.

1.1 OBJETIVO GERAL

Comprimir sinais de eletrocardiografia usando codificadores de imagem e de vídeo amplamente difundidos para distribuição de mídia nos sistemas eletrônicos atuais, buscando explorar as correlações entre as amostras consecutivas e entre os diferentes segmentos do sinal para formar as representações multidimensionais.

1.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Aplicação de técnicas de pré-processamento para analisar os sinais de ECG unidimensionais (1D) e marcar o pico das ondas R para segmentação;
- Estabelecimento de pré-processamentos para o ajuste do sinal de ECG 1D segmentado a representações bidimensionais (2D) e tridimensionais (3D);
- Estudo e aplicação de codificadores de imagem e de vídeo do estado da arte: DAALA, AV1 (*AOMedia Video 1*) e HEVC (*High Efficiency Video Coding*);
- Compressão dos sinais de ECG 2D usando codificadores de imagem e compressão do ECG 3D usando codificadores de vídeo;
- Avaliação do desempenho dos diferentes codificadores propostos por meio de métricas objetivas de taxa e de distorção: a Razão de Compressão (*CR*, do inglês *Compression Ratio*) e a Raiz da Diferença Média Percentual (*PRD*, do inglês *Percentage Root Mean Square Difference*);
- Comparação dos resultados obtidos com os de trabalhos apresentados na literatura.

1.3 ESTRUTURA DO TRABALHO

O trabalho está dividido em seis capítulos, três apêndices e um anexo. Após este capítulo introdutório, segue-se a Fundamentação Teórica, que apresenta os princípios de funcionamento do coração e a formação do sinal de eletrocardiografia, além da teoria básica sobre compressão de sinais e os detalhes mais relevantes acerca dos codificadores DAALA [1], AV1 [2] e HEVC [3].

A Revisão de Literatura compõe o terceiro capítulo, apresentando técnicas de compressão de ECG no domínio do tempo, no domínio transformado, usando extração de parâmetros e, por fim, usando compressão bidimensional. O quarto capítulo apresenta os Materiais e Métodos aplicados neste trabalho para a compressão 2D e 3D do ECG, detalhando pontos específicos da implementação.

O quinto capítulo apresenta os resultados de métricas objetivas para avaliação da taxa e da distorção. Também estabelece discussões e comparações com trabalhos relatados na literatura que abordam a compressão de sinais de ECG. O sexto capítulo apresenta as conclusões do trabalho e sugestões para continuidade da pesquisa em compressão de sinais multidimensionais de eletrocardiografia.

Os apêndices apresentam: 1) as tabelas com os dados brutos de *CR* e de *PRD* para alguns sinais de interesse; 2) as curvas de *CR* e *PRD* de todos os sinais para os codificadores bidimensionais e; 3) as curvas de *CR* e *PRD* de todos os sinais para os codificadores tridimensionais. O anexo referencia o artigo completo que contém resultados parciais desta dissertação e foi apresentado no XXVI Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica.

2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

2.1 FORMAÇÃO DO SINAL DE ELETROCARDIOGRAFIA

Para uma visão geral do funcionamento do coração e de como é formado o sinal de eletrocardiografia, serão apresentados os conceitos abordados de forma simples, tão somente para contextualizar o assunto.

O coração é o órgão muscular cuja função é contrair de forma a expulsar o líquido em seu interior (sangue) para os vasos sanguíneos. Possui quatro câmaras, sendo duas superiores (átrios), que recebem o sangue que retorna ao coração, e duas inferiores (ventrículos), que devolvem o sangue aos vasos sanguíneos [6].

O coração, que tem tamanho aproximado de um punho, está localizado no centro da cavidade torácica e envolvido em um saco membranoso resistente, o pericárdio. O coração é composto principalmente pelo músculo cardíaco, ou miocárdio, coberto por finas camadas internas e externas de epitélio e tecido conectivo [7].

A maior parte do coração é composta por células musculares cardíacas, ou miocárdio. A maioria das células musculares cardíacas é contrátil, mas cerca de 1% delas são especializadas em gerar potenciais de ação espontaneamente. Essas células fazem com que o coração tenha a característica de se contrair de forma espontânea sem estímulos elétricos externos [7].

O músculo cardíaco, da mesma forma que os músculos esqueléticos e neurônios, é um tecido excitável e com a capacidade de gerar potenciais de ação. Os tecidos musculares cardíacos possuem potenciais de ação distintos. Seja no músculo miocárdio autoexcitável, seja no contrátil, o Ca^{2+} tem importante papel no potencial de ação. As células miocárdicas tem um potencial de ação mais longo devido a entrada de Ca^{2+} . Em repouso, as células miocárdicas tem um potencial de -90mV . Com a entrada de Na^+ , os canais dependentes desse elemento químico se abrem, permitindo que a entrada de Na^{2+} despolarize rapidamente a célula, atingindo dessa forma um potencial de $+20\text{mV}$. Quando os canais de Na^{2+} se fecham a célula começa a repolarizar à medida que o K^+ deixa a célula pelos canais de K^+ abertos. O potencial de ação se achata e forma um platô como resultado da diminuição da permeabilidade e do aumento do Ca^{2+} . O platô termina quando os canais de Ca^{2+} se

fecham e a permeabilidade ao K^+ aumenta mais uma vez. Quando os canais lentos de K^+ se abrem e esse sai rapidamente, a célula retorna ao potencial de repouso [7].

Em resumo, a condução elétrica do coração inicia-se pelo potencial de ação da célula autoexcitável e a despolarização propaga-se rapidamente para as células ao redor por meio das junções nos discos intercalares. A despolarização é seguida por uma onda de contração, que primeiro atinge os átrios e em seguida os ventrículos [7].

O eletrocardiograma (ECG) é o processo de aquisição da atividade elétrica do coração, e este sinal é a soma de todos os potenciais de ação das células cardíacas. O potencial de ação ventricular tem amplitude de 110mV, porém ao atingir a superfície do corpo a amplitude é atenuada para somente 1mV. O sinal de ECG é adquirido através de eletrodos que são posicionados sobre a pele em um arranjo particular. No ECG cada contração do coração apresenta diferentes características elétricas e essas características são representadas pelos tipos de onda adquiridos. Um ciclo cardíaco normal é composto por cinco tipos de ondas representadas pelos termos P, Q, R, S e T [6].

O primeiro evento é a onda P, que corresponde à despolarização atrial. O próximo é o trio de ondas conhecido como complexo QRS, que representa a despolarização ventricular. A onda final é a T, representa a repolarização dos ventrículos, como apresentado na Fig. 2.1 [7].

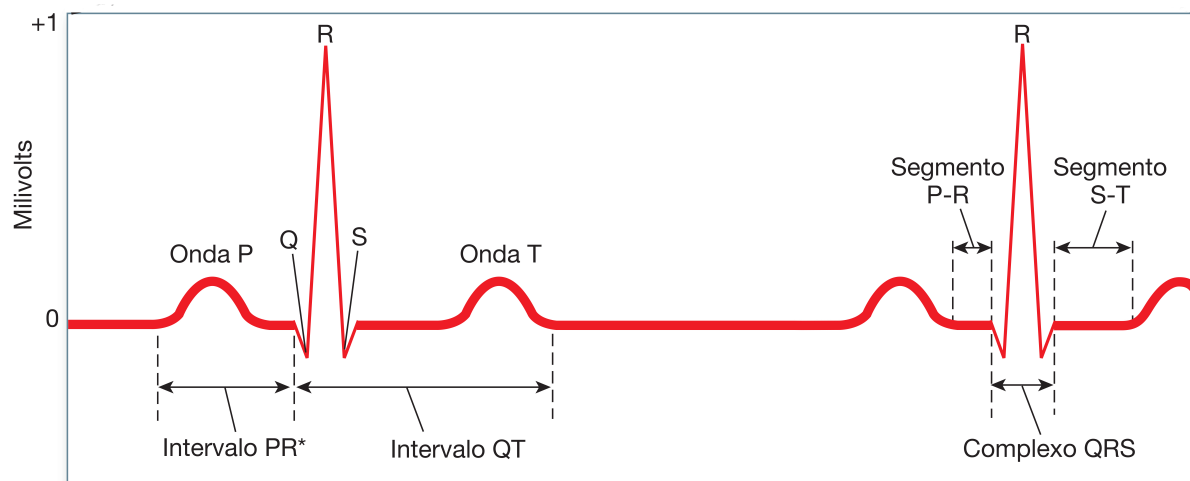


Figura 2.1. Exemplo do sinal de ECG de um ciclo cardíaco normal e suas ondas P, Q, R, S e T . Adaptado de [7].

Um exame de ECG pode fornecer informações a respeito da frequência cardíaca, da velocidade de condução e até mesmo da condição dos tecidos do coração. Embora a aquisição do sinal de ECG seja, na prática, considerada relativamente simples, a sua interpretação pode ser muito complexa.

2.2 FUNDAMENTOS DA COMPRESSÃO DE SINAIS

Compressão de sinais significa apresentar a informação da fonte com uma quantidade menor de bits e para alcançar esse objetivo existem dois tipos fundamentais de compressão. A compressão sem perdas (ou *lossless compression*, em inglês) tem como principal característica que o dado recuperado é exatamente da mesma forma como antes de ser comprimido, ou seja, após a reconstrução não apresenta diferença matemática em relação ao sinal original.

A compressão com perdas (ou *lossy compression*, em inglês) envolve alguma perda controlada de informação. Dados comprimidos usando alguma técnica desta classe não podem ser recuperados exatamente iguais aos dados originais [8], senão por uma versão aproximada. Entretanto, os métodos de compressão com perdas apresentam a vantagem de conseguir muito maiores taxas de compressão que os métodos de compressão sem perda e são extremamente úteis caso não seja imprescindível a recuperação do sinal original exato.

2.2.1 Codificadores de Entropia

A Teoria da Informação atesta que é possível modelar a informação associada aos símbolos gerados por uma fonte de informação de maneira probabilística. Desta forma é possível determinar a quantidade de bits necessária para codificar cada símbolo da fonte sem incorrer em perda de informação [9].

Segundo a teoria clássica de codificação de sinais, quanto maior a probabilidade de um símbolo ocorrer menor a informação que ele carrega. Desta forma, a quantidade de informação, $I(x_i)$, associada a um símbolo está diretamente ligada ao inverso de sua probabilidade. Para que essa informação seja representada na forma de bits é utilizado o $\log_b(1/p_i)$, em que b é a base numérica utilizada (no caso do código binário, $b = 2$) e p_i é a probabilidade de ocorrência do i -ésimo símbolo da fonte [8].

De forma geral, para o cálculo da quantidade de dados mínimos necessária para representar a fonte é utilizada a Eq. 2.1:

$$H(X) = \sum_{i=1}^M p_i \cdot I(x_i) = \sum_{i=1}^M p_i \cdot \log_2 \left(\frac{1}{p_i} \right) = - \sum_{i=1}^M p_i \cdot \log_2(p_i) \quad (2.1)$$

em que H é a entropia da fonte X composta por M símbolos distintos. Para a teoria da informação, H , expressa em *bits/símbolo*, também denominada de entropia de Shannon, representa a quantidade mínima de bits necessária para armazenar as informações da fonte sem que haja perdas [9].

Os codificadores de entropia tem como objetivo principal representar sem perdas uma fonte com a taxa mais próxima possível da entropia de Shannon. Para que esse objetivo seja alcançado, buscam promover a remoção das redundâncias da fonte.

2.2.1.1 Codificador de Huffman

A técnica desenvolvida por David Huffman tem como base as probabilidades de ocorrência de cada símbolo para determinar códigos de representação únicos e de comprimento discreto para cada um destes símbolos. O algoritmo assim conseguido é utilizado em compressores muito populares, como o JPEG e o GZIP [8].

O algoritmo de Huffman é baseado em duas premissas básicas para determinação dos códigos para a representação dos símbolos da fonte:

1. Símbolos que têm maior frequência, ou têm maior probabilidade de ocorrência, serão representados por um código de menor comprimento de bits;
2. Símbolos que possuem a mesma frequência terão códigos de tamanho semelhantes.

Suponha que temos um vetor A com os seguintes elementos: $A = [a, b, c, d, e, b, c, b, b]$, e deseja-se aplicar o algoritmo de Huffman a esta mensagem. O alfabeto possui 5 letras: a, b, c, d, e . As letras do alfabeto possuem as seguintes probabilidades de ocorrência: $P(a) = 0,2$; $P(b) = 0,4$; $P(c) = 0,2$; $P(d) = 0,1$ e $P(e) = 0,1$, organizadas em ordem decrescente de probabilidade de ocorrência, de acordo com a Tabela 2.1.

Tabela 2.1. Probabilidades dos símbolos da fonte e códigos atribuídos no início da codificação de Huffman

Letra	Probabilidade	Representação
b	0,4	α_1
a	0,2	α_2
c	0,2	α_3
d	0,1	α_4
e	0,1	α_5

Como as letras d, e possuem as menores probabilidades, são agrupadas em uma mesma representação A_{45} que possui probabilidade combinada de $P(A_{45}) = 0,2$, como pode ser observado na Tabela 2.2.

Tabela 2.2. Primeiro agrupamento de probabilidades pelo codificador de Huffman

Letra	Probabilidade	Representação
b	0,4	α_1
a	0,2	α_2
c	0,2	α_3
d, e	0,2	A_{45}

Da mesma maneira, a nova probabilidade acumulada de A_{45} pode ser combinada com c , formando assim a nova representação A_{453} com $P(A_{453}) = 0,4$, conforme a Tabela 2.3.

Tabela 2.3. Segundo agrupamento de probabilidades pelo codificador de Huffman

Letra	Probabilidade	Representação
b	0,4	α_1
a	0,2	α_2
d, e, c	0,4	A_{453}

Nesse momento há 3 letras no sistema. Para que a letra com maior probabilidade fique com a menor representação são agrupadas as duas últimas letras restantes, obtendo a representação A_{4532} e uma probabilidade $P(A_{4532}) = 0,6$, como expresso na Tabela 2.4.

Tabela 2.4. Terceiro agrupamento de probabilidades pelo codificador de Huffman

Letra	Probabilidade	Representação
b	0,4	α_1
d, e, c, a	0,6	A_{4532}

Neste exemplo simplificado, os códigos são atribuídos de acordo com os três agrupamentos sucessivos realizados, isto é,

$$\begin{aligned}\alpha_1 &= 0 \\ A_{4532} &= 1 \\ \alpha_2 &= A_{4532} * 1 \\ A_{453} &= A_{4532} * 0 \\ \alpha_3 &= A_{453} * 0 \\ A_{45} &= A_{453} * 1 \\ \alpha_4 &= A_{45} * 0 \\ \alpha_5 &= A_{45} * 1\end{aligned}$$

Assim, as palavras-código atribuídas a cada letra do alfabeto da fonte representada pelas probabilidades de ocorrência $P(a)$, $P(b)$, $P(c)$, $P(d)$ e $P(e)$ estão expressas na Tabela 2.5.

Tabela 2.5. Representação das letras em palavras-código no codificador de Huffman

Letra	Probabilidade	Representação
<i>b</i>	0,4	0
<i>a</i>	0,2	10
<i>c</i>	0,2	111
<i>d</i>	0,1	1101
<i>e</i>	0,1	1100

A Fig. 2.2 apresenta como as palavras-código na Tabela 2.5 podem ser entendidas como uma árvore binária de Huffman, em que os códigos dos símbolos são obtidos percorrendo-se desde a raiz A_{12345} até as folhas, representadas pelas letras do alfabeto da fonte.

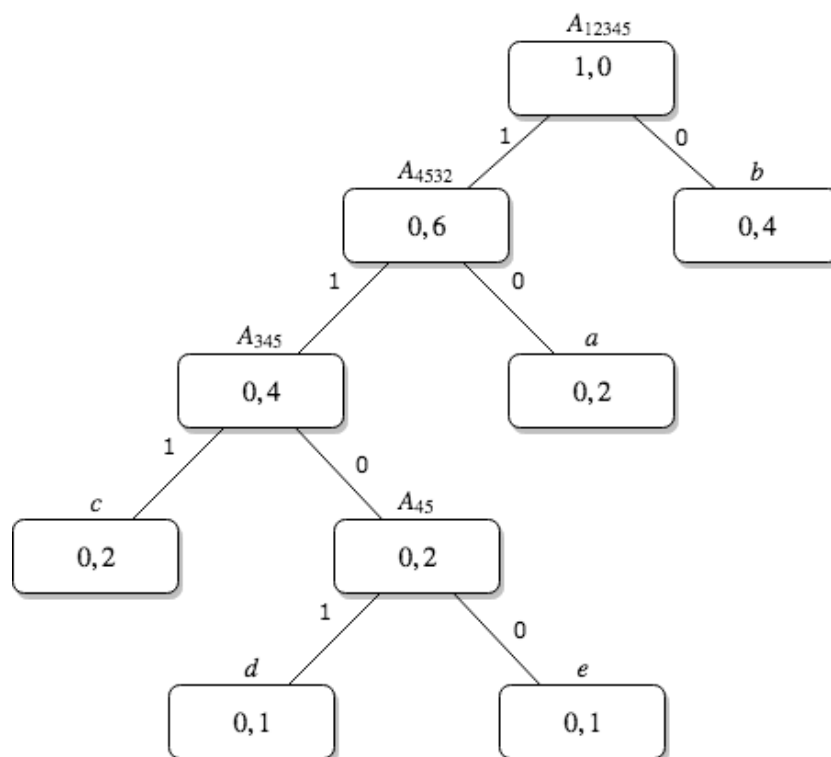


Figura 2.2. Exemplo de árvore de codificação de Huffman

O código de Huffman é eficiente e produz o melhor código para símbolos individuais. Porém, nem sempre produz o conjunto de códigos mais efetivos para o alfabeto fornecido.

2.2.1.2 Codificador Aritmético

A Teoria da Informação mostra que um símbolo com $P = 0,4$ poderia ser codificado usando $1,32 \text{ bit}$, pois $-\log(0,4) = 1,32 \text{ bit}$. O codificador de Huffman, no entanto, iria atribuir um código de comprimento inteiro, ou seja, de 1 ou de 2 *bits* para esse símbolo [10].

Caso o comprimento do código atribuído a cada item seja baseado em um número inteiro de *bits*, existe uma diferença entre o tamanho do código atribuído e o tamanho do código exigido pela entropia. O codificador aritmético atua sobre agrupamentos de símbolos: o codificador mapeia os símbolos da fonte em um valor numérico, em que o valor da representação do \log_2 tende a ser mais próximo do fornecido pela entropia que o obtido pelo codificador de Huffman.

O codificador aritmético cria um espaço numérico no intervalo de $[0, 1)$ e o sub-divide de acordo com as probabilidades de cada símbolo da fonte. Para que o símbolo seja codificado é enviado um valor dentro do sub-intervalo do símbolo desejado. Esse sub-intervalo é subdividido nas mesmas proporções que o intervalo original até que toda a sequência de símbolos seja codificada.

Suponha que temos uma fonte com 3 símbolos distintos, R , G e B , com as seguintes probabilidades: $P(R) = 0.4$, $P(G) = 0.5$ e $P(B) = 0.1$. Vamos atribuir os valores dentro do intervalo $[0, 1)$ de acordo com a probabilidade de cada símbolo [10], como na Tabela 2.6.

Tabela 2.6. Intervalos para a primeira etapa da codificação aritmética.

Letra	Probabilidade	Intervalo
R	0.4	$[0, 0.4)$
G	0.5	$[0.4, 0.9)$
B	0.1	$[0.9, 1)$

A Fig. 2.3 representa o intervalo inicial sub-dividido para os 3 símbolos.



Figura 2.3. Exemplo de primeira etapa de codificação aritmética. Adaptado de [11].

De acordo com as probabilidades da fonte, vamos codificar a palavra GGB . A primeira letra da palavra é G , desta forma o intervalo $[0.4, 0.9)$ será sub-dividido utilizando as mesmas proporções do intervalo original (Tabela 2.7), como mostrado na Fig. 2.4.

Tabela 2.7. Intervalos para a segunda etapa da codificação aritmética.

Letra	Probabilidade	Intervalo
R	0.4	$[0.4, 0.6)$
G	0.5	$[0.6, 0.85)$
B	0.1	$[0.85, 0.9)$

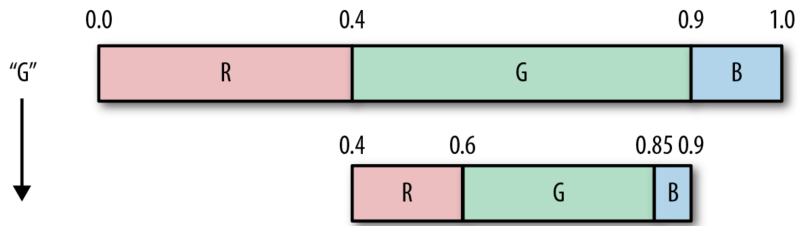


Figura 2.4. Exemplo da segunda etapa da codificação aritmética. Adaptado de [11].

A próxima letra da sequência é novamente G ; então vamos subdividir o intervalo $[0.6, 0.85)$ nas mesmas proporções que as probabilidades dos símbolos da fonte (Tabela 2.8).

Tabela 2.8. Intervalos para a terceira etapa da codificação aritmética.

Letra	Probabilidade	Intervalo
R	0.4	$[0.6, 0.7)$
G	0.5	$[0.7, 0.825)$
B	0.1	$[0.825, 0.85)$

Esta etapa da codificação pode ser ilustrada pela Fig. 2.5.

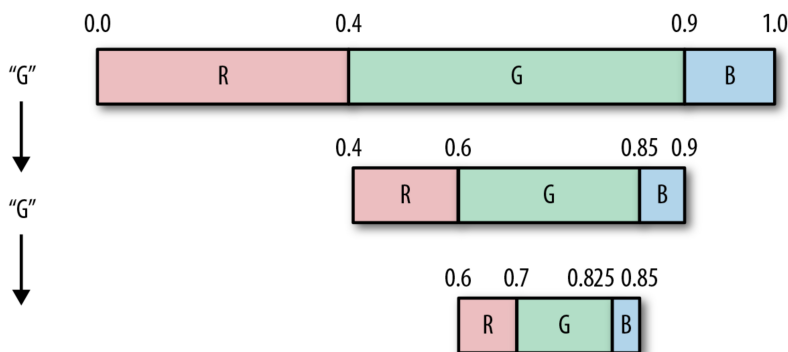


Figura 2.5. Exemplo da terceira etapa da codificação aritmética. Adaptado de [11].

Finalmente, o último símbolo a ser codificado é a letra B : basta apenas escolher um valor dentro do intervalo que corresponde a esta letra. Deste modo, o intervalo não precisará ser novamente sub-dividido. Por convenção será transmitido o ponto médio do intervalo $[0.825, 0.85)$ como na Fig 2.6. Assim o valor a ser transmitido é 0.8375.

O valor transmitido pode ser arredondado para 0.83 sem que haja qualquer perda de informação. na prática, o valor a ser codificado é 83 pois, assumindo que o valor obtido ao concluir a codificação aritmética está contido no intervalo entre 0 e 1, então é desnecessário codificar a parte inteira do número.

A maioria dos formatos de compressão modernos utilizam um tipo de codificador aritmético em alguma etapa da codificação de entropia, entre eles LZMA, BZIP, WebP, WebM, H264 e HEVC.

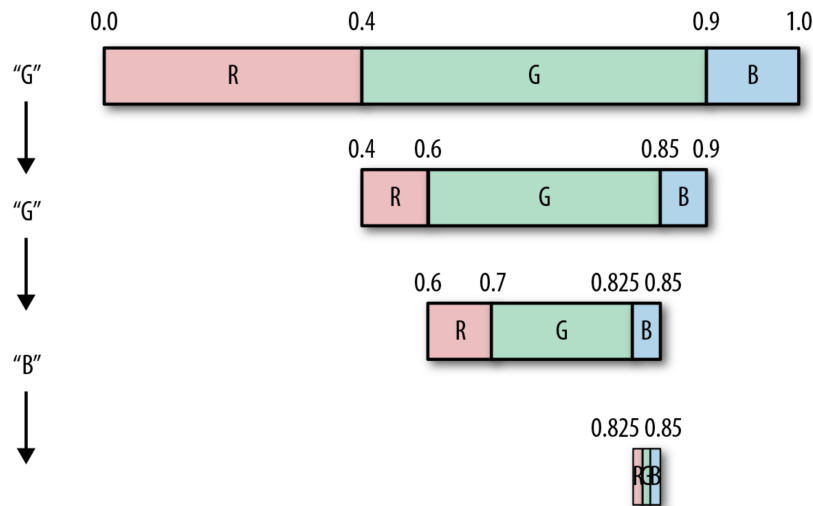


Figura 2.6. Exemplo da etapa final da codificação aritmética [11], modificado.

A partir do codificador aritmético são definidos três codificadores amplamente utilizados, a saber, o Q-coder, o QM-coder e o MQ-coder. O QM-coder é utilizado no codificador de imagens JPEG enquanto o MQ-coder é utilizado no padrão JPEG2000 [12].

Todos os três codificadores mencionados acima são codificadores aritméticos binários adaptativos ao contexto; o CABAC (do inglês *Context-Adaptive Binary Arithmetic Coder*), responsável pela codificação de entropia dos codificadores HEVC e AV1, surgiu incorporando técnicas utilizadas nos três codificadores apresentados. O CABAC é a primeira implementação do codificador aritmético com sucesso para vídeo, com melhorias consideráveis no desempenho de codificação [12].

O CABAC tem funcionamento baseado em 3 etapas principais que são: Binarização, Modelamento de Contexto e Codificação Aritmética Binária. O dado de entrada é transformado em palavras binárias, e então essas palavras são analisadas pelo modelamento de contexto, de forma a encontrar a maneira ótima para codificar aquele conjunto de palavras. Por fim, essa estatística é apresentada ao codificador binário que realiza a transformação do dado em uma palavra menor e comprimida sem perdas [12].

2.2.2 Transformada Discreta de Cossenos - DCT

A Transformada Discreta de Cossenos (DCT, do inglês *Discrete Cosine Transform*) tem uma característica importante para a compressão de imagens, que é a capacidade de concentração de energia em poucos coeficientes transformados. A grande maioria dos coeficientes transformados são valores muito pequenos ou zeros e apenas uma pequena quantidade possui valores relevantes (geralmente os primeiros coeficientes) [13].

Essa característica torna a DCT um dos principais métodos de compressão de imagens na atualidade. Como a DCT é separável, a DCT 2D é conseguida aplicando a DCT 1D primeiramente nas linhas e em seguida nas colunas. A DCT 2D é expressa por:

$$G_{ij} = \sqrt{\frac{2}{m}} \sqrt{\frac{2}{n}} C_i C_j \sum_{x=0}^{n-1} \sum_{y=0}^{m-1} p_{xy} \cos \left[\frac{(2y+1)j\pi}{2m} \right] \cos \left[\frac{(2x+1)i\pi}{2n} \right] \quad (2.2)$$

$$C = \begin{cases} \frac{1}{\sqrt{2}}, & f = 0 \\ 1, & f > 0. \end{cases}$$

A DCT 2D é, por convenção, aplicada em blocos não sobrepostos. Os blocos geralmente apresentam dimensões de $n \times m = 8 \times 8$ amostras e assim produzem blocos de 8×8 coeficientes da DCT para cada bloco da imagem.

De modo geral, para aplicações em compressão de imagens, a DCT é utilizada de acordo com os seguintes passos:

1. A imagem é dividida em blocos de 8×8 ;
2. A DCT 2D é aplicada a cada bloco, gerando 8×8 coeficientes transformados, nos quais G_{00} é o componente DC e os demais são componentes AC de menor valor numérico;
3. Os componentes de cada bloco são quantizados separadamente para produzir blocos quantizados. A seguir, é aplicado um codificador de entropia para minimizar as redundâncias e tirar proveito da grande quantidade de coeficientes com valor nulo.

Os coeficientes transformados da DCT mapeiam as várias frequências presentes na matriz original. As baixas frequências, representadas pelos primeiros coeficientes transformados, tendem a apresentar alta magnitude e, portanto, contêm informações visuais de grande importância, enquanto as altas frequências, que possuem informações de detalhes, diversas vezes apresentam magnitude comparativamente muito inferior. Por esse motivo os coeficientes são quantizados de modo distinto de acordo com sua posição na matriz da transformada, pois muitos dos detalhes da imagem não são perceptíveis pelo sistema visual humano.

De maneira geral, para que se consiga variações ao longo da curva taxa-distorção usando codificação por transformada baseada na DCT (ou semelhantes), a matriz de quantização pode ser multiplicada por um fator escalar inteiro denominado Parâmetro de Quantização (QP, do inglês *Quantization Parameter*). A ideia é que, ao aumentar o QP, mais severa é a quantização dos coeficientes e um maior número deles tende a se anular, reduzindo a taxa e aumentando a distorção.

2.3 CODIFICADORES DE VÍDEO

Os codificadores de vídeo também chamados de *CODECs* (do inglês *enCOder/DECoder*) são programas computacionais ou implementações sistemas dedicados em que têm como objetivo codificar e decodificar sinais, cada um com abordagens particulares para a solução do problema.

2.3.1 DAALA

O DAALA é um *codec* de vídeo produzido em parceria entre Xiph.Org e a Mozilla com o intuito de ser uma alternativa aos padrões de alto desempenho, porém livre de royalties [14]. No modo *intraframe*, a imagem é fatiada em macroblocos de 32×32 pixels, cada macrobloco podendo ser subdividido em blocos de até 4×4 pixels.

O DAALA utiliza uma Transformada com Sobreposição (do inglês *Lapped Transform*), que implementa um filtro de pós-processamento que se estende sobre as bordas de cada bloco de forma a reduzir os artefatos de bloco [14]. Essa transformada é baseada em uma técnica desenvolvida por Henrique Malvar [15]. No caso do DAALA, a *Lapped Transform* pode ser vista como um pré e um pós filtro para uma transformada DCT já existente.

A Fig. 2.7 apresenta uma visão geral de funcionamento do *codec*, apresentando suas quatro principais partes e seus submódulos internos.

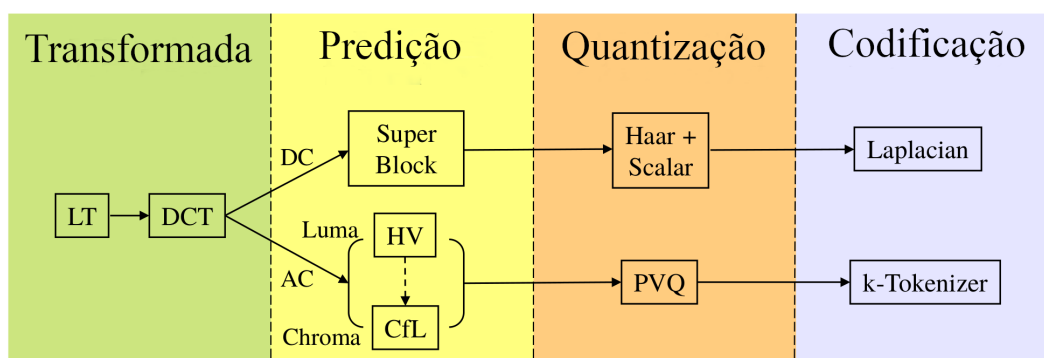


Figura 2.7. Pipeline de funcionamento DAALA codec. Adaptado de [14].

O DAALA utiliza a quantização de “direção de ganho” (do inglês *gain-shape*), na qual o vetor de quantização é dividido em dois componentes: magnitude (*gain*) e de direção (*shape*). O vetor de magnitude representa a quantidade de energia contida em cada bloco e o vetor de direção representa como essa energia esta distribuída no bloco. O vetor de ganho é quantizado de forma escalar enquanto o vetor de direção é quantizado por aproximação de tabela de quantização *VQ-codeword* [14].

2.3.2 AV1

A demanda para aplicações com codificação de vídeo de alta eficiência fez com que o Google em 2015 fundasse a *Alliance for Open Media* (AOMedia)[2], um consórcio com mais de 30 grandes empresas de tecnologia, para criar a próxima geração de codificadores de vídeo: o AV1 (AOMedia Video 1) [16].

O AV1 possui um macro bloco de 128×128 pixels com 10 possíveis caminhos de sub-divisão com os blocos podendo atingir o tamanho de 2×2 pixels adicionando maior flexibilidade ao codificador [16]. A Fig. 2.8 apresenta as sub-divisões do macrobloco, demonstrando as diferentes proporções de bloco que podem ser geradas.

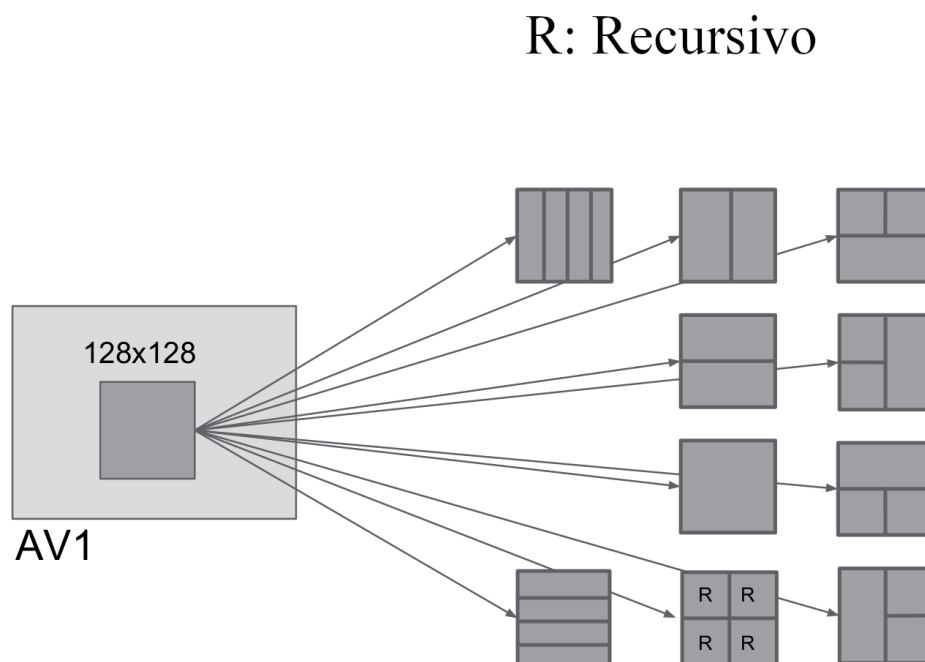


Figura 2.8. Sub-divisão dos blocos no codificador AV1. Adaptado de [16].

No AV1 a predição intra direcional gera vetores a cada 3 graus, o que resulta em 120 vetores de predição. Para implementar os modos de direção, 48 modos são unificados de forma que cada pixel é atribuído a um sub-pixel de referência. São 56 modos de direção no total para a predição *intraframe* [16].

O codificador AV1 possui também modos não-direcionais de predição suave, que são chamados de SMOOTH-V, SMOOTH-H e SMOOTH. Esses modos utilizam interpolação quadrática na vertical ou na horizontal. Outro modo suave implementado é a predição PAETH: para cada pixel os quatro vizinhos mais próximos são testados e é possível adotar uma direção com menor gradiente [16]. Esses modos são os principais modos de predição para o modo *intraframe* no AV1.

O AV1 possui o *interframe* mais robusto, que expande largamente a sequência de frames de referência e de vetores de movimento. O codec supera as limitações da predição translacional baseada em blocos e também aprimora a predição composta a partir do uso de algoritmos de peso altamente adaptáveis [16].

2.3.3 HEVC

O HEVC utiliza métodos de codificação inspirados na transformada discreta de cossenos de modo semelhante ao padrão H.264/AVC, que o precedeu. Entretanto, o H.264/AVC utiliza apenas blocos de 4×4 e 8×8 *pixels*, enquanto o HEVC também é capaz de lidar com blocos de 16×16 e 32×32 *pixels*. Os blocos de maior tamanho possuem maior capacidade de concentração de energia, porém aumentam a complexidade computacional de forma exponencial.

O HEVC possui algumas estruturas principais de processamento, essas estruturas serão apresentadas de forma resumida a seguir. Logo adiante, as estruturas mais importantes para o entendimento deste trabalho serão explicadas com um nível maior de detalhamento.

1) *Coding tree units* (CTU – Árvore de Unidades de Codificação) e *coding tree block* (CTB – Árvore de Blocos de Codificação): têm como estrutura de base o macrobloco, que vai desde 64×64 até 4×4 *pixels*. Para o caso mais usual (com o esquema 4:2:0 para a amostragem dos canais de cores), cada CTU é composta por um CTB de $2N \times 2N$ amostras que representa a luminância e dois CTBs de $N \times N$ amostras, que representam as cores. Geralmente, quanto maior o macrobloco, melhor a compressão. Os blocos podem ser subdivididos usando uma técnica semelhante ao *quadtree*.

2) *Coding units* (CUs – Unidade de Codificação) e *coding blocks* (CBs – Bloco de Codificação): a sintaxe do *quadtree* em cada CTU determina o tamanho e a posição de cada CU e CB. A base do *quadtree* esta associada ao CTU. Assim, o tamanho do CTB é o maior tamanho possível a ser atingido pelo CB. Para cada CU há dois CBs associados, dentre os quais o CU representa o *luma* e o CB representa o *chroma*. Um CTB pode possuir vários CBs cada CB é associado a unidades de particionamento (PU) e a unidades de transformação (TUs).

3) *Prediction units* (PUs – Unidade de Predição) e *prediction blocks* (PBs – Blocos de Predição): a decisão de codificar utilizando o modo intra ou inter e tomada a partir dos CUs. A estrutura do PU tem como base a CU, muitas imagens de referências são utilizadas. Dependendo da base de predição, os CUs e os CBs podem ser divididos tanto em tamanho quanto em tipos de predição.

4) *Transform Units* (TUs – Unidade de Transformação) e *Transform Blocks* (TB – Blocos de Transformação): a predição residual e codificada usando bloco de transformação. A estrutura do TU tem como base a CU. O CB Luma pode possuir resíduo iguais ao ou bloco de transformação luma (TB) ou ser dividido em blocos menores. As funções de base são definidas para esses blocos, e são funções baseadas na DCT para os blocos de tamanho 4x4 a 32x32. No caso do 4x4 a função de base é derivada da DST.

5) *Motion Vectors* (MVs – Vetores de movimento) são usados, incluindo as derivações dos candidatos mais prováveis baseados nos PBs próximos ao quadro de referência. As fusões dos MVs podem também ser utilizadas, permitindo que herdem informações temporais ou espaciais dos PBs.

6) *Motion Compensation* (MC – Compensação do Movimento): a precisão Quarter-sample é utilizada para os MVs; filtros de 7-taps ou 8-taps são utilizados para interpolação. Para a MC, múltiplas imagens são usadas como referência. Para cada PB, um ou dois MVs podem ser transmitidos, resultando em uma melhor predição. Operações de escala e de *offset* podem ser aplicadas a fim de gerar uma predição ponderada.

7) *Intra Prediction* (IP – Predição Intraframe): a decodificação das regiões de fronteira dos blocos adjacentes são usados como referência para a predição espacial. O modo IP suporta 33 modos direcionais, um modo planar e um modo DC. O modo é selecionado a partir da maior probabilidade de ocorrência dentro do PB e dos PBs vizinhos.

8) *Uniform Reconstruction Quantization* (URQ – Quantização de controle uniforme) é usada no HEVC com matrizes escalonáveis suportando os vários tamanhos de TBs apresentados.

9) *Context-Adaptive Binary Arithmetic Coding* (CABAC – Codificador Aritmético Binário Adaptativo ao Contexto) é utilizado como codificador de entropia. É similar ao utilizado no H.264/AVC, porém com uma série de melhorias visando aumentar a velocidade e o desempenho da compressão, além de reduzir o uso de memória no processamento.

10) Filtro de *deblocking* em loop: é aplicado nos loops de interframe com o objetivo de reduzir as falsas bordas apresentadas entre os diferentes TBs

11) *Sample adaptive offset* (SAO – Offset de amostra adaptativo): é um mapa não-linear aplicado após o filtro de *deblocking* na predição *interframe*. Possui como objetivo melhorar

a reconstrução do sinal através de algumas tabelas que são descritas por parâmetros que podem ser determinados pela análise do histograma de cada TB.

2.3.3.1 Predicao Intraframe

O modo *intraframe* do padrão HEVC possui dois métodos de predição. O primeiro é chamado de método angular, que é utilizado para modelar com grande precisão estruturas com bordas direcionais. São utilizadas 33 direções diferentes para a construção das estimativas[17].

O segundo método é o planar e DC, que estima os componentes suaves da imagem [17]. Com os dois métodos, todas as formas de predição intra somam 35 modos. Todos os modos de predição intra são baseados em blocos previamente preditos. Os blocos de predição podem possuir tamanhos entre 4x4 e 32x32 pixels.

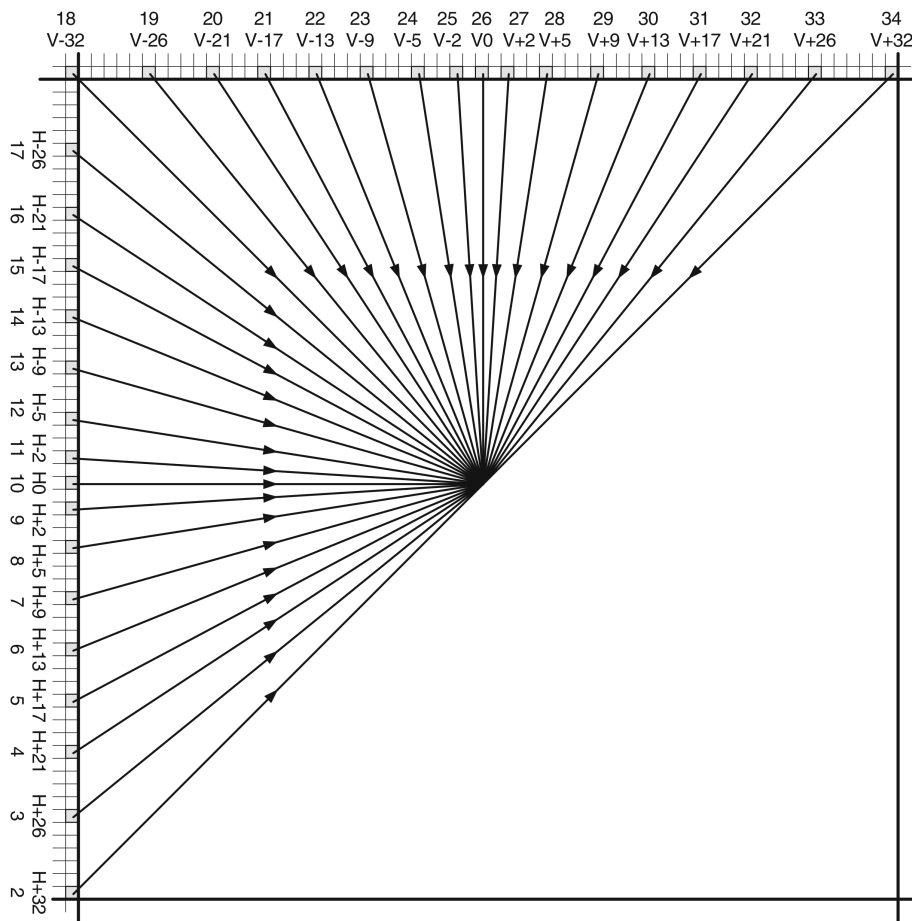


Figura 2.9. Ângulos da predição intra [17] adaptado.

Todos os modos de predição estão disponíveis para qualquer tamanho de bloco. Para melhorar a probabilidade de encontrar uma boa predição, o padrão HEVC suporta diferentes filtros de pré-processamento que são aplicados no bloco atual de predição com o objetivo de

melhorar a eficácia da predição [17].

1) Particionamento PB: cada CB no modo intra de tamanho $M \times M$ pode ter dois tipos de PB associado. No primeiro tipo o CB não sofre nenhum tipo de subdivisão e no segundo tipo o CB é subdividido em quatro PBs de tamanhos iguais. Porém, somente é possível subdividir o CB em quatro PBs caso o CB possua o menor tamanho possível. Isso significa que, se o CB for maior que o tamanho mínimo, o PB sempre terá o mesmo tamanho que o CB. No modo intraframe, estabelecido em cada PB, o processo de predição atual ocorre separadamente em cada TB.

2) Predição angular intraframe: o HEVC suporta o total de 33 direções de predição denominados de $\text{Intra_Angular}[k]$, em que k é um número que varia de 2 a 34. Os ângulos têm como objetivo cobrir próximo à horizontal e próximo à vertical passando pela diagonal, observando, desta forma, um dos ângulos que possua uma prevalência estatística sobre os demais.

Quando utilizado o modo Intra_Angular , cada TB é predito direcionalmente a partir de amostras espacialmente vizinhas. Para um TB com tamanho de $N \times N$, um total de $4N+1$ amostras espacialmente vizinhas podem ser usadas para a predição.

O processo de predição no modo Intra_Angular pode utilizar amostras que não estão contidas nas amostras do quadro de referência, de acordo com a direcionalidade fornecida.

3) Predição Intra_Planar e Intra_DC : têm como objetivo a predição de regiões nas quais os vetores de direção não são fortes. A predição Intra_DC utiliza o valor médio das amostras do quadro como predição, enquanto a Intra_Planar utiliza a média de duas predições lineares usando as quatro bordas de referência da amostra. A predição Intra_Planar tem como objetivo prevenir as descontinuidades nas bordas do quadro de amostra.

4) Suavização da amostra de referência: as amostras utilizadas para a predição intraframe são, em alguns casos, filtradas pelo filtro de suavização three-tap $[1 \ 2 \ 1]/4$. O HEVC aplica a operação de suavização de forma adaptativa, de acordo com a direção do vetor de predição e do tamanho do bloco. O filtro de suavização não é aplicado a blocos de tamanho 4×4 . Nos blocos de 8×8 , o filtro é aplicado somente nas direções diagonais $\text{Intra_Angular}[k]$ com $k = 2, 18$ ou 34 . Para blocos de 16×16 , o filtro é aplicado em quase todas as direções, exceto nas direções próximo à horizontal e próximo à vertical, com o k entre 9-11 e 25-27. Em blocos de tamanho 32×32 o filtro é aplicado em todas as direções, com exceção daquelas exatamente na horizontal ($k = 10$) e exatamente na vertical ($k = 26$). Caso a intensidade de descontinuidades entre os blocos seja maior que o limiar definido, é aplicada uma interpolação bilinear com os três blocos vizinhos.

5) Suavização dos valores de borda: visa remover as descontinuidades entre os blocos,

em três modos, a saber, Intra_DC, Intra_Angular[k] com $k = 10$ ou 26 (exatamente na vertical ou exatamente na horizontal). Os valores nos blocos de fronteira são substituídos pelos valores filtrados quando o TB é menor que 32×32 . Para o modo Intra_DC, tanto a primeira linha como a primeira coluna de amostras são substituídas pela saída do filtro.

2.3.3.2 Predicao Interframe

O modo *interframe* do padrão HEVC possui diversas peculiaridades para aproveitara redundância entre quadros.

1) Partição de PB: Comparado com o modo intraframe, o interframe suporta mais formas de partição PB para CBs preditos no modo inter. Os modos de particionamento de $2N \times 2N$: $2N \times N$ e $N \times 2N$ indicam os casos em que o CB não é dividido em dois tamanhos iguais (seja por PBs horizontalmente divididos, seja por PBs de tamanho igual verticalmente); $N \times N$ especifica que o CB é dividido em quatro PBs de tamanho igual, mas este modo só é suportado quando o tamanho do CB é igual ao menor tamanho de CB permitido. Além do mais, existem quatro tipos de particionamento que suportam a divisão do CB em dois PBs com tamanhos diferentes: $2N \times nU$, $2N \times nD$, $nL \times 2N$ e $nR \times 2N$. Estes tipos são conhecidos como partições de movimento assimétricas.

2) Interpolação de Amostra Fracionada: As amostras do PB para o CB da predição intraframe é obtido a partir da região do bloco correspondente no quadro de referência que possui a sua posição deslocada em relação aos eixos horizontal e vertical de acordo com o vetor de movimento. Exceto quando possui um valor inteiro a interpolação de amostra fracionada é aplicada para gerar a predição. O HEVC suporta vetores de movimento com um quarto da distância entre as amostras luma. Para as amostras chroma, o vetor de movimento é determinado de acordo com a amostragem utilizada, das quais a amostragem 4:2:0 é a mais comum e seu resultado é de amostras com um oitavo da distância.

3) Modo de união: A informação de movimento consiste tipicamente em os valores de deslocamento de vetor de movimento horizontal e vertical, um ou dois índices de imagem de referência e, no caso de regiões de predição em B, a identificação de qual imagem de referência está associada a cada índice através de uma lista. O HEVC inclui um modo de mesclagem para derivar as informações de movimento a partir de ou blocos temporalmente vizinhos. É denotado como modo de mesclagem, pois forma uma região mesclada compartilhando todas as informações de movimento.

Primeiro, ele transmite informações de índice para selecionar um dentre vários candidatos disponíveis, chamada de esquema de competição de vetores de movimento. Ele também identifica explicitamente a lista de imagens de referência e o índice de imagens de referência,

enquanto o modo direto pressupõe que eles tenham alguns valores predefinidos.

4) Predição de vetor de movimento para o modo de não união: Quando a predição interframe CB codificado nos modos de união, o vetor de movimento é codificado diferencialmente usando um preditor de vetor de movimento. Semelhante ao modo de união, o HEVC permite que o codificador escolha o preditor do vetor de movimento entre vários candidatos do preditor. A diferença entre o preditor e o vetor de movimento atual além do índice é transmitidos ao decodificador.

3 REVISÃO DE LITERATURA

Neste capítulo serão apresentadas as principais técnicas utilizadas para a compressão de sinais de eletrocardiografia, organizadas em quatro grandes grupos:

- Técnicas no Domínio do Tempo;
- Técnicas no Domínio Transformado;
- Técnicas de Extração de Parâmetros;
- Técnicas de Compressão Bidimensional.

Assim, cada seção apresenta e comenta os artigos encontrados na literatura referentes à respectiva abordagem de compressão de sinais de ECG.

3.1 TÉCNICAS NO DOMÍNIO DO TEMPO

Métodos diretos são baseados na extração em um conjunto de amostras significantes. Técnicas no domínio do tempo possuem como principal vantagem a eficiência em termos de velocidade de processamento e razão de compressão. Técnicas deste gênero exploram as redundâncias presentes diretamente nas amostras do sinal de ECG. Estas técnicas podem ser baseadas em três tipos de abordagens: compressão por comparação de tolerância, DPCM (ou Modulação por Codificação Diferencial de Pulso, do inglês *Differential Pulse Code Modulation*) e codificação de entropia [18].

Cox *et al.* [18] desenvolveram o algoritmo AZTEC (do inglês *Amplitude Zone Time Epoch Coding*), que se tornou popular em monitores de ECG, para aplicar pré-processamento e análise do ritmo cardíaco em tempo real. O algoritmo converte amostras do sinal de ECG em platôs (de acordo com limites estabelecidos a partir do sinal), cuja amplitude e comprimento são armazenados para posterior reconstrução. Esta técnica tem a capacidade de atingir uma taxa de compressão de 10:1, porém o erro na reconstrução não é aceitável clinicamente. Jalaeddine *et al.* [19] apresentaram uma versão modificada deste algoritmo.

Mueller [20] aplicou a técnica de compressão TP (do inglês *Turning Point*), que tem como objetivo reduzir a frequência de amostragem do sinal de ECG sem que o complexo QRS seja afetado. A técnica TP possui uma taxa de compressão fixa de 2:1, com erro de reconstrução praticamente nulo. Essa técnica possui como desvantagem a instabilidade para ECG com frequência constante.

Abenstein e Tompkins [21] desenvolveram o algoritmo CORTES (do inglês *COordinate Reduction Time Encoding System*), que promove a junção das principais características do AZTEC e do TP com o objetivo de atingir altas taxas de compressão e baixo erro de reconstrução. O algoritmo TP é aplicado nos trechos em que ocorrem os complexos QRS e o AZTEC nos demais trechos do sinal.

Gardenhire [22] propôs o método Fan para compressão de ECG. Barr *et al.* [23] relataram que tal método equivalia ao SAPA (do inglês *Scan-Along Polygonal Approximation*), que utiliza diversos segmentos de reta para representar o sinal de ECG, isto é, aplica uma interpolação de primeira ordem com dois graus de liberdade [19]. A técnica Fan implementa a interpolação sem armazenar todos os pontos entre as amostras do sinal interpolado.

Kumar *et al.* [24] apresentaram uma versão modificada do algoritmo AZTEC, que leva em conta informações estatísticas acerca do sinal. Este algoritmo adaptativo otimiza a relação taxa-distorção e, desta forma, consegue atingir taxas de compressão de até 9,91:1.

Börjesson *et al.* [25] desenvolveram a técnica de codificação delta com limiar, que foi proposta para compressão de ECG de três derivações: para amostras de sinais de ECG de três derivações com diferenças sucessivas acima de determinado limiar, mais de um valor da diferença entre amostras é armazenado; caso contrário, as amostras são consideradas redundantes e removidas, isto é, são substituídas pelo primeiro sinal de diferença (ou amplitude entre amostras sucessivas). Peric *et al.* [26] apresentaram uma versão modificada usando DPCM. O sistema de compressão baseado em ECG consiste em um quantizador no estágio de compressão e um estimador em ambos os estágios (de compressão e de reconstrução).

3.2 TÉCNICAS NO DOMÍNIO TRANSFORMADO

Técnicas de compressão de ECG em domínios transformados são realizadas através da aplicação de uma transformação linear ortogonal sobre as amostras de ECG. O sinal original é substituído pela sua representação em coeficientes da transformada. Desta forma todo o processo de compressão é realizado no domínio transformado.

Reddy e Murthy [27] apresentaram a Transformada de Fourier como solução para compressão de ECG. Para a reconstrução do sinal, a Transformada de Fourier Inversa é aplicada. A desvantagem da técnica é não conservar informações de tempo associadas às frequências.

Duarte *et al.* [28] aplicaram a Transformada Discreta de Cossenos (DCT, do inglês *Discrete Cosine Transform*) como uma ferramenta de compressão com poucos erros de reconstrução. A DCT representa o sinal como uma soma de vários cossenos com frequências e amplitudes diferentes, o que implica em diferentes condições de fronteira. Por concentrar em poucos coeficientes transformados uma grande quantidade de informação, a DCT é amplamente utilizada em compressão de imagens. Benzid *et al.* [29] usaram o processamento baseado em blocos de DCT. Bendifallah *et al.* [30] apresentaram novas tabelas de quantização para a DCT.

A Transformada de *wavelets* tem a capacidade de avaliar o sinal tanto no domínio da frequência quanto no domínio do tempo simultaneamente. Desta forma, é possível encontrar uma ampla variedade de abordagens para compressão de ECG baseadas neste método. Djohan *et al.* [31] utilizaram *wavelets* simétricas para compressão. Hilton [32] apresentou uma comparação entre *wavelets* e *wavelet packets* para compressão de ECG. Kim *et al.* [33] apresentaram um algoritmo baseado em *wavelets* com baixo tempo de resposta para transmissão de ECG. Manikandan e Dandapat [34] apresentaram um codificador baseado em *wavelets* que usa USZZQ (do inglês *Uniform Scalar Zero Zone Quantizer*) e codificação de Huffman para redução dos dados. Benzid *et al.* [35] apresentaram uma codificação adaptativa baseada em *wavelets*. Blanco-Velasco *et al.* [36] utilizaram a abordagem de *wavelet packets* como codificador de sinais de ECG. Aggarwal e Patterh [37] utilizaram *wavelets* com e sem normalização para comparação de resultados. Campitelli [38] usou a Transformada Discreta de *wavelets* (DWT, do inglês *Discrete Wavelet Transform*) com quantização não-linear e por sub-bandas. Wang e Meng [39] utilizaram *wavelets* bidimensionais com quantização vetorial.

3.3 TÉCNICAS DE EXTRAÇÃO DE PARÂMETROS

Diferente do que ocorre no grupo anterior, as técnicas de extração de parâmetros não apresentam uma transformada inversa. Ao contrário, essas técnicas consistem basicamente em extração de características do sinal de ECG original.

Imai *et al.* [40] desenvolveram o algoritmo em que o sinal de ECG é amostrado em seus picos e pontos característicos deste sinal são conservados. Desta forma é possível reconstruir o sinal por meio de interpolação usando funções de *splines*.

Nave e Cohen [41] apresentaram um algoritmo capaz de explorar a periodicidade do sinal de forma a reduzir sua redundância, com o objetivo de obter níveis de compressão maiores e com menores taxas de distorção.

3.4 TÉCNICAS DE COMPRESSÃO BIDIMENSIONAL

A maioria das técnicas citadas anteriormente utiliza abordagens 1D (unidimensionais) para a representação do sinal de ECG. Essas técnicas exploram a correlação do sinal amostra a amostra ou *intra-beat*. Entretanto, como o sinal também apresenta a correlação *inter-beat*, ou de pulso a pulso, a compressão 2D (bidimensional) utiliza também esta correlação para conseguir aumentar a eficiência da compressão.

Artigos sugerem a compressão de ECG tratando o sinal 1D como uma imagem 2D e desta forma exploram ambas as correlações, *intra* e *inter-beat*. Essas técnicas apresentam diversos pré-processamentos em comum, como a detecção do complexo QRS, a segmentação a partir dos picos das ondas R e a justaposição dos batimentos consecutivos em linhas adjacentes.

Bilgin *et al.* [42] usaram essas mesmas etapas padrão, porém como pré-processamento aplicam apenas uma interpolação, para que toda a matriz apresente informação relevante sobre o sinal. Após o pré-processamento, o sinal é comprimido usando o codificador de imagens JPEG2000.

Tai *et al.* [43] também utilizaram as etapas padrão para processamento em 2D; após isso, a matriz é subdividida em blocos menores para que seja aplicada a DWT e em seguida a codificação é feita pelo algoritmo SPIHT (do inglês *Set Partitioning in Hierarchical Trees*).

Chou *et al.* [44] usam as etapas de pré-processamento mais comuns listadas anteriormente em conjunto com o reordenamento por comprimento de segmento, seguido pela interpolação dos segmentos, para que toda a matriz contenha informação relevante. Após este pré-processamento, a compressão é efetivada pelo codificador JPEG2000.

Filho *et al.* [45] apresentaram um algoritmo que segue o mesmo padrão daqueles que tratam o sinal como uma matriz 2D: primeiramente é aplicado o detector de complexo QRS, e então o sinal é segmentado usando os picos R, para que cada segmento seja posicionado em uma linha da matriz. Sua implementação inova ao propor a equalização do nível DC do sinal: todos os trechos são subtraídos de sua média, com o objetivo de que todas as linhas da imagem apresentem zero como valor mínimo. Em seguida, as linhas da matriz são reordenadas com base no cálculo da variância de cada segmento: o segmento com menor variâncias é posicionado na primeira linha da matriz e os demais são organizados em ordem crescente de variância. Após esse processo a matriz resultante é codificada usando JPEG2000 e H.264.

Além das etapas tradicionais para este tipo de abordagem, Joo *et al.* [46] usaram o reordenamento por complexidade associado ao reordenamento por tamanho de segmento, com o objetivo de reduzir as altas frequências tanto na horizontal quanto na vertical. Após este pré-processamento o sinal 2D é codificado usando JPEG2000.

Swamy *et al.* [47] apresentaram a compressão utilizando técnicas 2D e codificação ASCII (do inglês *American Standard Code for Information Interchange*). Inicialmente é aplicado um filtro passa-baixa e um passa-altas baseados em DWT. São detectados os picos R utilizando a Transformada de Hilbert, e então as posições dos picos R são utilizadas para formar a matriz 2D. A matriz é decomposta utilizando a técnica de SVD (do inglês *Singular Value Decomposition*). Os coeficientes da matriz são quantizados em 16 bits e então convertidos em ASCII. A segunda matriz gerada pelo SVD é codificada utilizando uma técnica de compressão de caracteres ASCII denominada LLACE (do inglês *LossLess-ASCII-Character-Encoding*).

4 MATERIAIS E MÉTODOS

Este capítulo apresenta o desenvolvimento dos métodos de pré-processamento para a compressão de sinais de ECG que foram organizados em cinco etapas, a saber: detecção de picos R, segmentação do ECG, interpolação de segmentos, reordenamento por similaridade e fatiamento do sinal (esta última etapa presente apenas no caso da compressão tridimensional). As duas últimas seções apresentam, respectivamente, detalhes sobre os codificadores de imagem/vídeo e as métricas de avaliação objetiva utilizadas.

Os algoritmos de compressão propostos foram testados com sinais de ECG reais que apresentam 11 bits de resolução e taxa de amostragem de 360Hz. Estes sinais são oriundos do banco *MIT-BIH Arrhythmia Database* [49], utilizado em inúmeros artigos sobre compressão de ECG (Bilgin *et al.* [42], Tai *et al.* [43], Chou *et al.* [44], Filho *et al.* [45], Joo *et al.* [46] e Campitelli [38]). Os principais sinais deste banco reportados na literatura e usados para os testes e posterior comparação foram o 100, o 117 e o 119, sempre utilizando as 216.000 primeiras amostras de cada sinal.

4.1 DETECÇÃO DE PICOS DAS ONDAS R

Para a detecção dos picos das ondas R, foi utilizado o algoritmo de Pan-Tompkins [48], que tem como objetivo a marcação dos índices em que ocorrem os picos das ondas R a partir da aquisição de parâmetros do sinal de ECG.

O funcionamento da função está dividido em quatro estágios para a detecção dos picos R: 1º Filtro linear digital; 2º Filtro de envoltória; 3º Detector de picos (no qual é identificada a região que apresenta o valor da segunda derivada do sinal igual a zero) e; 4º a identificação do efetivo ponto de ocorrência do pico da onda R.

4.2 SEGMENTAÇÃO DO SINAL DE ECG

O processo de segmentação é responsável por transformar o sinal do ECG (que é unidimensional) em uma matriz de sinal bidimensional na faixa dinâmica adequada para a

compressão usando os codificadores de imagem/vídeo. A partir das posições dos picos R, o sinal original foi recortado e cada segmento entre dois picos R foi posicionando em uma linha da matriz. O sinal bidimensional, considerado como uma imagem, tem dimensões quantidade de segmentos x comprimento do maior segmento.

Para que a imagem possa ser gerada, inicialmente todos os segmentos que possuem tamanho menor que o máximo têm seu comprimento alongado completando o respectivo trecho de sinal com zeros.

Para que posteriormente o sinal possa ser reconstruído, é gerada uma lista com a quantidade de zeros que foi adicionada em cada linha desta imagem. Esta mesma lista é utilizada para que o processo de interpolação que será apresentado em seguida possa ser desfeito.

Para que o sinal tenha 16 bits, foi subtraído de seu valor mínimo (de forma que o valor mínimo de toda a imagem seja zero), e após o sinal foi dividido pelo valor máximo ficar no intervalo entre 0 e 1 e por último o sinal foi multiplicado por 2^{16} , desta forma adequando o sinal para a faixa de valores de 16 bits.

O processo de requantização do sinal não insere ruído, pois utiliza uma quantidade de bits maior que a quantidade do sinal original, desta forma não havendo perda de informação. Caso a requantização fosse para uma quantidade de bits menor que a original haveria perda de informação no processo.

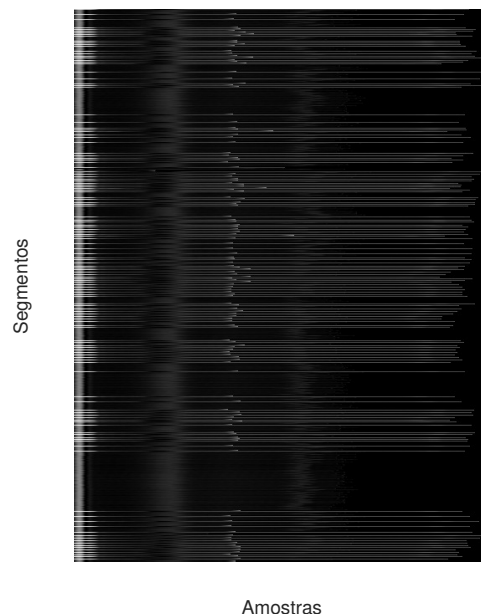


Figura 4.1. Sinal 119 segmentado e posicionado na matriz.

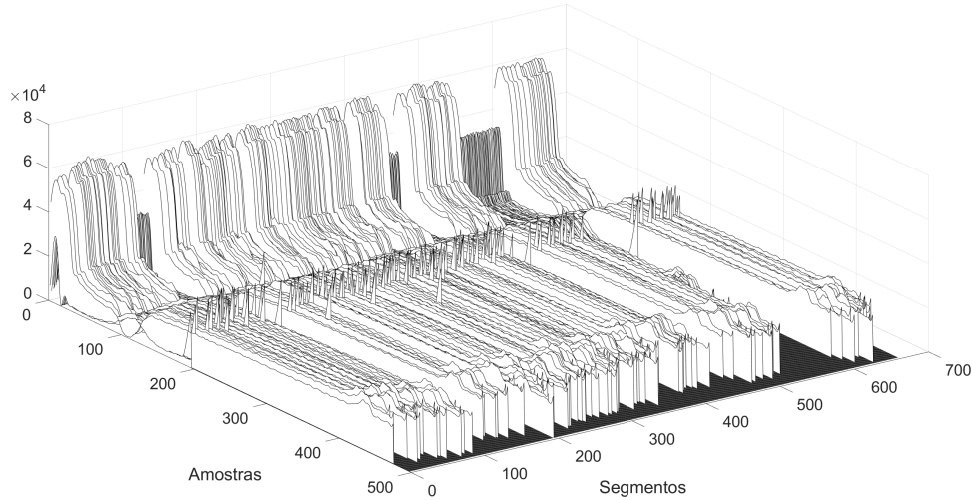


Figura 4.2. Vista em perspectiva do sinal 119 segmentado e posicionado na matriz.

4.3 INTERPOLAÇÃO DOS SEGMENTOS DE ECG

Para melhorar a suavidade da imagem e evitar que a imagem contenha grandes regiões sem informação útil, foi realizado o processo de interpolação. Interpolação é uma técnica que consiste em dividir o intervalo de interesse em vários subintervalos de forma suave com polinômios de pequeno grau. A interpolação consiste em construir um novo conjunto discreto de dados a partir de um conjunto de dados previamente conhecidos.

Para o processo de interpolação foi escolhida a técnica de splines cúbicas, em que cada intervalo é preenchido por um polinômio de terceiro grau. A possível inserção de ruídos no sinal, através de uma estimativa não correta de novos dados, é compensada pela melhora na qualidade de compressão final.

4.4 ECG 2D: REORDENAMENTO DOS SEGMENTOS POR CORRELAÇÃO CRUZADA

Para reordenar as linhas da imagem, é utilizada uma avaliação do cálculo da correlação cruzada

$$R(i, j) = \frac{C(i, j)}{\sqrt{C(i, i)C(j, j)}}, \quad (4.1)$$

na qual se compara cada linha da imagem com todas as outras para determinar o maior coeficiente de correlação possível. A partir da matriz resultante foi desenvolvida uma função que reordena as linhas da imagem de acordo com o coeficiente de correlação em ordem decrescente.



Figura 4.3. Sinal 119 segmentado e interpolado.

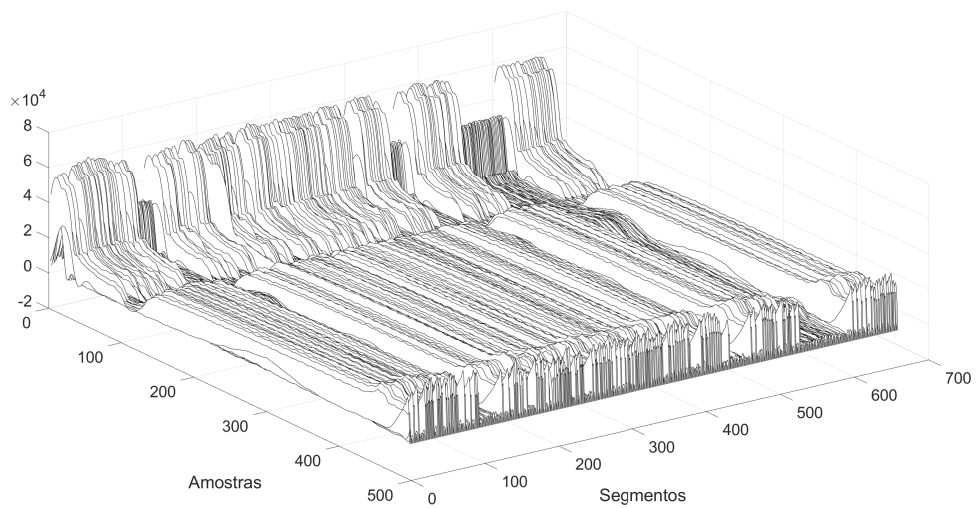


Figura 4.4. Vista em perspectiva do sinal 119 segmentado e interpolado.

A correlação cruzada foi utilizada como método de pré-processamento para a compressão de ECG 2D pois, ao reordenar, a imagem se torna uma superfície mais suavizada. Desta forma são reduzidos os componentes de alta frequência, reduzindo o esforço do compressor ao oferecer um sinal 2D com menos discontinuidades entre as linhas, o que possibilita maior compressão com menor degradação de qualidade do sinal bidimensional reconstruído.

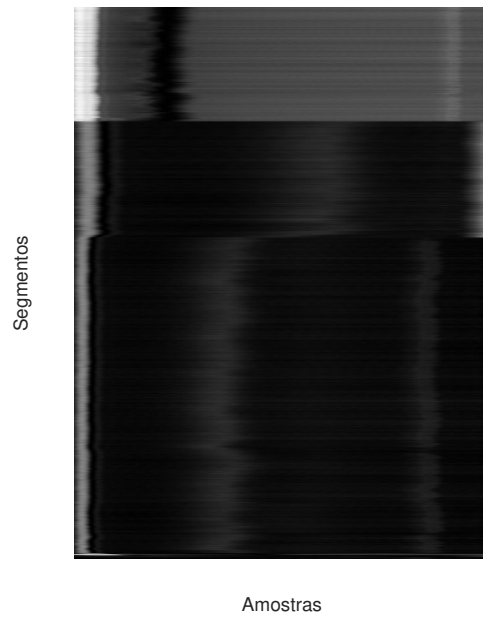


Figura 4.5. Sinal 119 interpolado e reordenado.

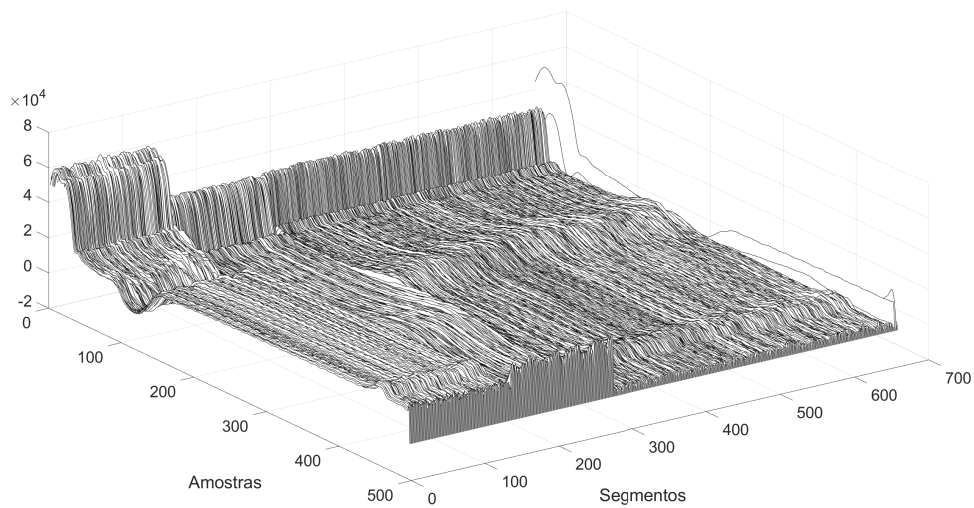


Figura 4.6. Vista em perspectiva do sinal 119 interpolado e reordenado.

4.5 ECG 3D: FATIAMENTO DO SINAL DE ECG BIDIMENSIONAL

Para processamento na forma tridimensional, a imagem obtida na etapa 4.4 foi segmentada em 8 imagens, sendo cada uma de dimensões $(\frac{X}{2}, \frac{Y}{4})$, em que X e Y são as dimensões da imagem gerada na etapa 4.4.

Logo após, as imagens são empilhadas formando um sinal tridimensional equivalente a um vídeo com 8 frames.

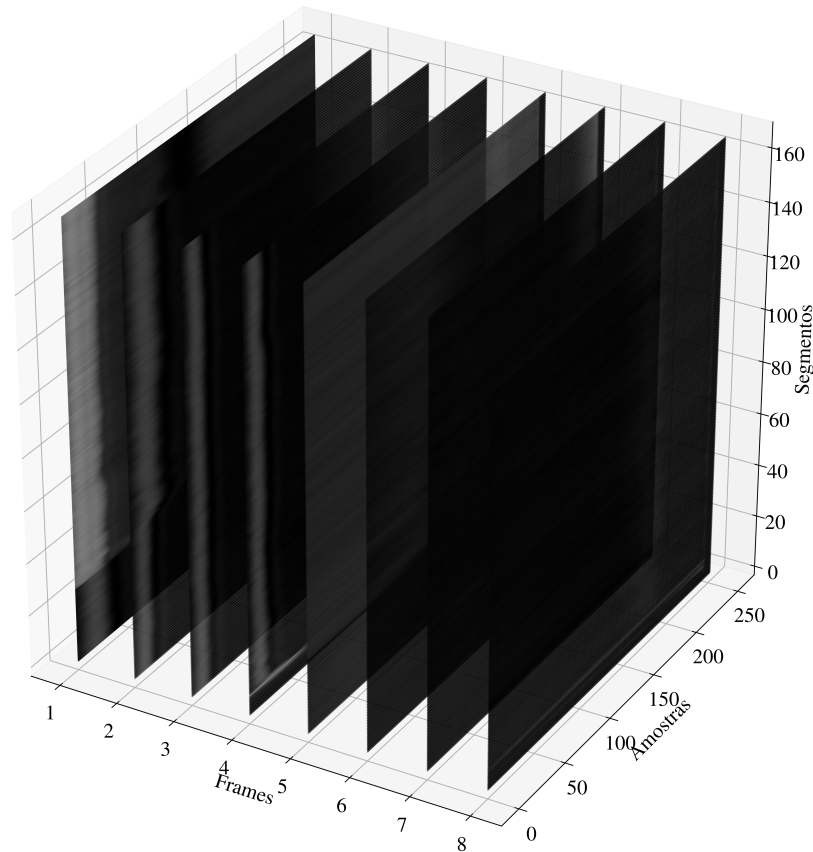


Figura 4.7. Fatias do sinal 119 em vista 3D de acordo com a montagem do vídeo.

4.6 COMPRESSÃO MULTIDIMENSIONAL

Para compressão usando o codificador AV1 foi utilizada a versão 1.0.0, disponível no repositório do Google ¹. A imagem do ECG interpolada e correlacionada foi armazenada no formato TIFF sem compressão com 16 bits por pixel então a imagem foi convertida para y4m 16 bits. A imagem comprimida foi armazenada no padrão webm, também com 16 bits, e a curva de compressão foi gerada com o parâmetro de quantização variando entre 1 e 51.

Para compressão DAALA foi utilizado o software de referência disponível na página do Xiph.Org no GitHub ². A imagem do ECG interpolada e correlacionada foi armazenada no formato TIFF sem compressão com 16 bits por pixel, e então a imagem foi convertida para o formato y4m com 16 bits. A imagem comprimida foi armazenada no padrão ogv, também com 16 bits, com o parâmetro de quantização variando entre 1 e 61 com incrementos unitários.

¹<https://aomedia.googlesource.com/aom/+/refs/tags/v1.0.0>

²<https://github.com/xiph/daala>

Para compressão HEVC foi utilizado o HM (HEVC Test Model) em sua versão 16.19, disponibilizado pelo JCT-VC ³. A imagem do ECG interpolada e correlacionada foi armazenada no formato YUV sem compressão com 16 bits por pixel. A imagem comprimida foi salva no formato bin, também com 16 bits, porém com o parâmetro de quantização (QP, que controla a taxa de qualidade do codificador) variando desde 1 até 51 em passos de 1 unidade.

4.7 MÉTRICAS DE AVALIAÇÃO

Para avaliar a taxa com a qual o sinal é comprimido utilizou-se a Razão de Compressão, CR (do inglês *Compression Ratio*):

$$CR = \frac{O_S}{C_S}, \quad (4.2)$$

em que O_S representa a quantidade de bits necessária para armazenar o sinal original e C_S representa a quantidade de bits do arquivo comprimido. Uma maneira alternativa de expressar esta variável, muito comum na literatura de compressão de sinais, é apresentá-la como uma notação de escala, a saber, $CR : 1$ (por exemplo, $10 : 1$, enfatizando que os dados comprimidos ocupam 1/10 dos bits dos dados originais).

O cálculo de O_S é dado pelo número de amostras do sinal multiplicado pela quantidade de bits de resolução da palavra digital utilizada para representar cada amostra do sinal.

Para comparar qualidade do sinal original com a qualidade do sinal reconstruído, foram adotados dois parâmetros: a Raiz da Diferença Média Percentual, PRD (do inglês *Percentage Root Mean Square Difference*), para a qual são calculadas também outras duas variações do estimador, a saber, a PRD_{mean} e a PRD_{offset} .

A PRD é dada por

$$PRD(\%) = \sqrt{\frac{\sum_{n=1}^N (x[n] - \tilde{x}[n])^2}{\sum_{n=1}^N x[n]^2}} \times 100, \quad (4.3)$$

em que $x[n]$ representa o sinal original, $\tilde{x}[n]$ representa o sinal comprimido e N é o número de amostras do sinal.

A PRD_{mean} é dada por

$$PRD_{mean}(\%) = \sqrt{\frac{\sum_{n=1}^N (x[n] - \tilde{x}[n])^2}{\sum_{n=1}^N x[n]^2 - mean(x)}} \times 100, \quad (4.4)$$

em que $mean(x)$ representa o valor médio do sinal original.

³<https://hevc.hhi.fraunhofer.de/trac/hevc/browser>

A PRD_{offset} é dada por

$$PRD_{offset}(\%) = \sqrt{\frac{\sum_{n=1}^N (x[n] - \tilde{x}[n])^2}{\sum_{n=1}^N x[n]^2 - 1024}} \times 100, \quad (4.5)$$

em que 1024 é o valor de offset adotado no *MIT-BIH Arrhythmia Database* [49] e amplamente utilizado em trabalhos que propõem métodos de compressão de ECG.

O Fator de Mérito (FM , apresentado em [38]) é utilizado para comparar a qualidade da reconstrução em relação à compressão, mesmo nos casos de CR diferentes. Esta métrica é definida como o quociente entre a Razão de Compressão e a Raiz da Diferença Média Percentual:

$$FM = \frac{CR}{PRD}, \quad (4.6)$$

Para possibilitar comparações entre os resultados de FM deste trabalho com os de Campitelli [38], define-se a seguir o Ganho de Fator de Mérito, G_{FM} .

$$G_{FM}(\%) = \frac{FM_p - FM_c}{FM_c} \times 100 \quad (4.7)$$

De forma que FM_p é referente aos métodos propostos e FM_c é referente a [38].

Para os valores de G_{FM} positivos o método proposto apresenta melhores resultados enquanto para resultados negativos a referência [38] supera os algoritmos desenvolvidos neste trabalho.

5 RESULTADOS E DISCUSSÃO

Os resultados foram processados em duas etapas, a primeira utilizando o modo intra frame de cada codificador, desta forma operando como um codificador de imagens. Logo após os mesmos sinais foram codificados usando o modo vídeo dos codificadores. Os resultados serão apresentados nas sessões abaixo divididos em Modo Intra e Modo Vídeo. O modo intra é comparado com as principais referências da área enquanto que o modo vídeo é comparado apenas com os resultados gerados nesse trabalho, pois não foram encontrados trabalhos abordando o modo vídeo para sinais de ECG. As tabelas têm como objetivo fornecer as métricas de qualidade de acordo com a compressão realizada.

5.1 ABORDAGEM BIDIMENSIONAL

As Figs. 5.1 a 5.6 apresentam as curvas de qualidade *versus* distorção, avaliadas pelo traçado de $CR \times PRD$. Para que as curvas fiquem mais suaves e para que os resultados apresentados nas tabelas possuam a melhor aproximação possível, os resultados brutos, como os presentes no Apêndice 7, foram interpolados em vetores de duas mil amostras interpoladas. A curva de maior espessura representa a média da PRD para cada CR levando em conta todos os sinais. Observando estas figuras é possível observar que o valor da PRD média de todos os codificadores tende a ser crescente, ou seja, quanto maior a CR maior a distorção, PRD .

As Tabelas 5.1, 5.2 e 5.3 apresentam os resultados da PRD_{mean} e da PRD_{offset} para a $CR = 10$, assim como o FM para as duas versões de PRD . Desta forma, o FM_{mean} é calculado usando a PRD_{mean} enquanto o FM_{offset} é calculado usando a PRD_{offset} . Os resultados são para todos os sinais do *MIT-BIH Arrhythmia Database* [49].

Nas Tabelas 5.1, 5.2 e 5.3 é possível verificar a discrepância entre a estimativa de distorção utilizando a PRD_{mean} e a PRD_{offset} . Por exemplo, para o sinal 107 percebe-se que a variação é mínima e, por outro lado, como exemplo do caso contrário, temos o sinal 112, no qual se nota que a variação é entorno de $3,7\times$. Tal discrepância é prevista pela comparação dos termos nos denominadores da equação 4.4 e da equação 4.5.

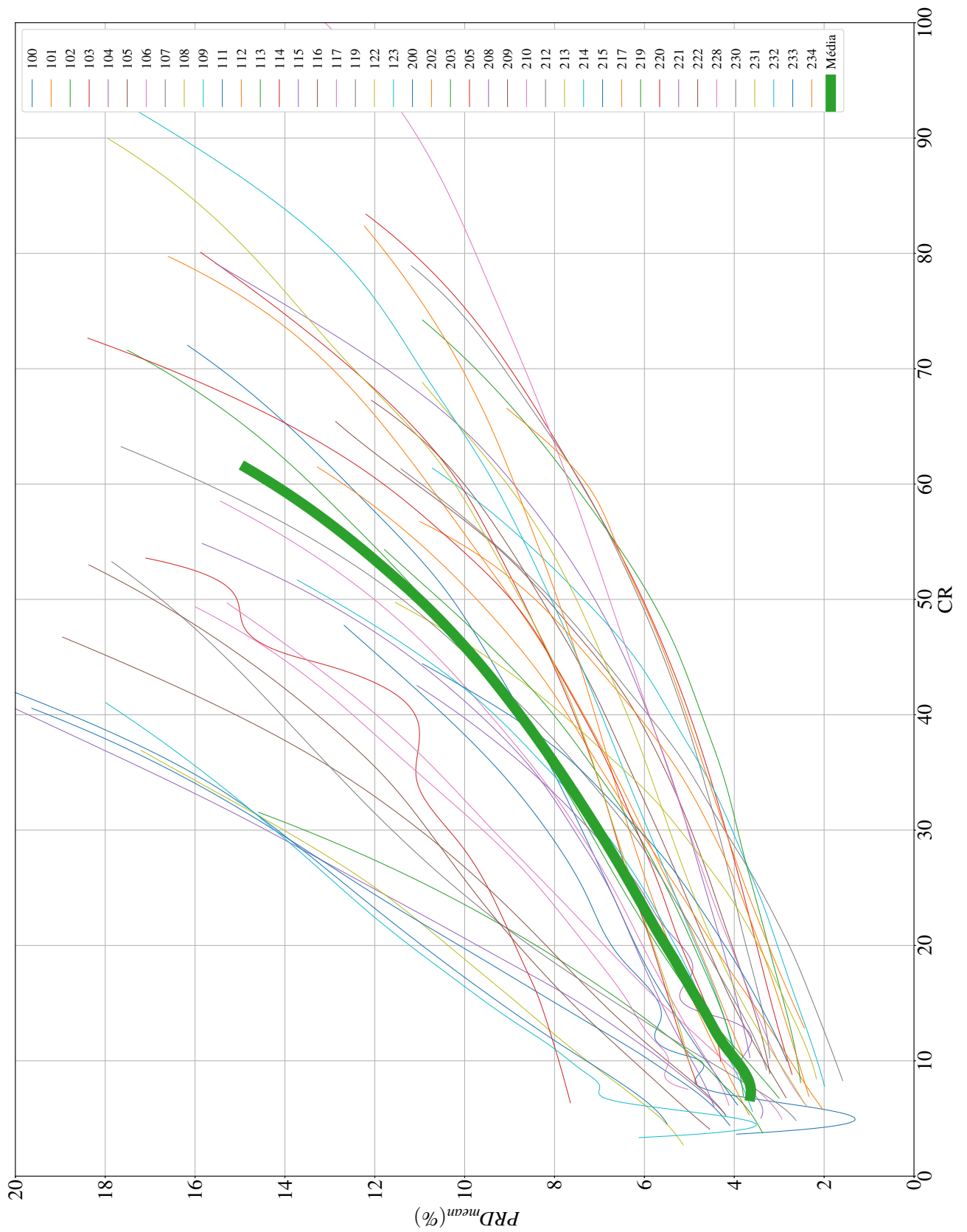


Figura 5.1. Curva de qualidade de compressão para todos os sinais com codificador AV1 2D e $PRD_{mean}(\%)$.

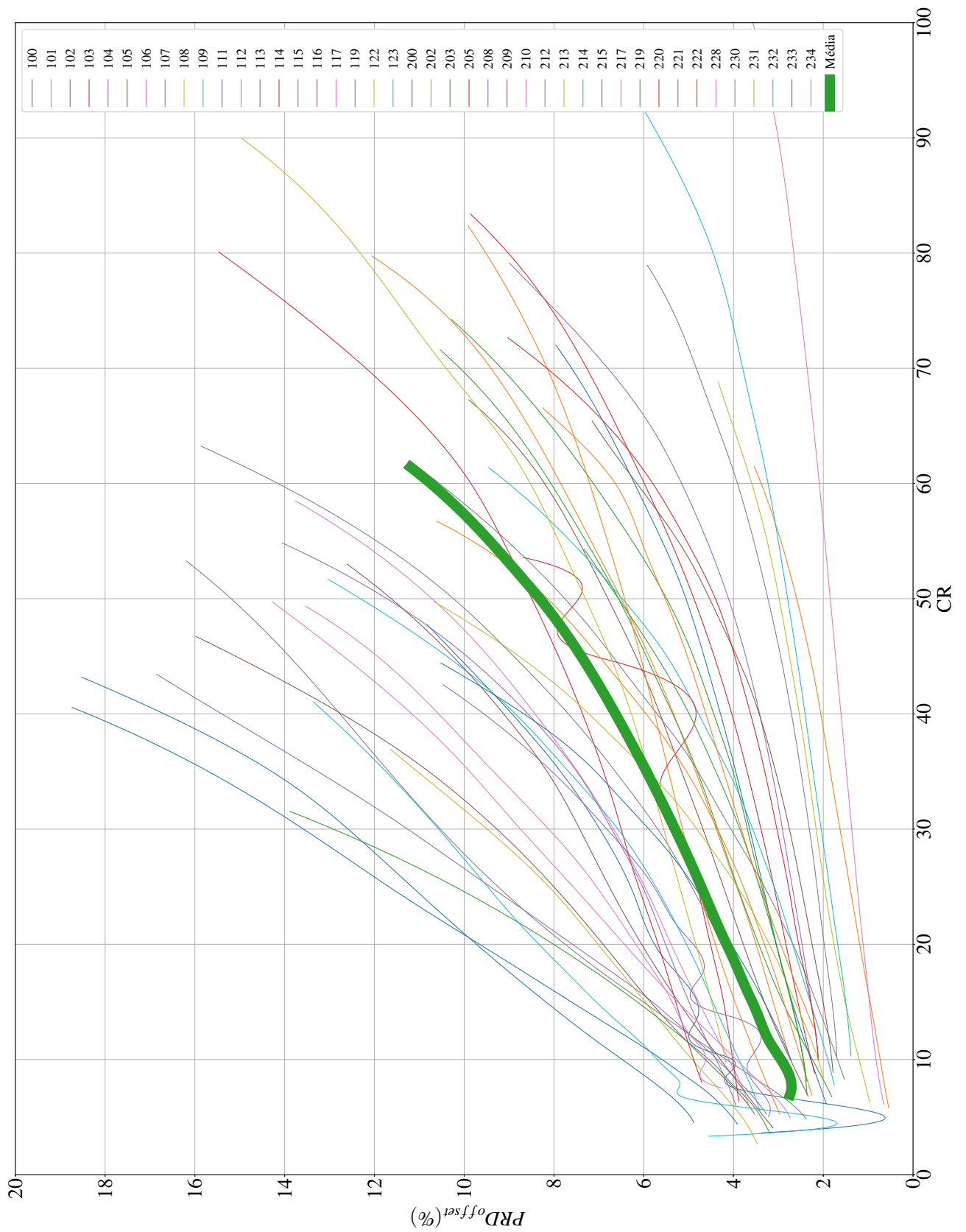


Figura 5.2. Curva de qualidade de compressão para todos os sinais com codificador AV1 2D e $PRD_{offset}(\%)$.

Tabela 5.1. Resultados de $PRD(\%)$ para todos os sinais com $CR = 10$ para o codificador AV1 2D

AV1 2D ($CR = 10$)				
Sinal	$PRD_{mean}(\%)$	$PRD_{offset}(\%)$	FM_{offset}	FM_{mean}
100	4,63	2,28	2,16	4,39
101	3,76	2,73	2,66	3,66
102	3,74	2,25	2,67	4,44
103	2,8	2,26	3,57	4,42
104	5,6	4,37	1,79	2,29
105	3,33	2,73	3	3,66
106	4,6	4,1	2,17	2,44
107	1,75	1,69	5,7	5,92
108	7,28	4,92	1,37	2,03
109	2,16	1,9	4,63	5,25
111	4,98	4,25	2,01	2,35
112	2,76	0,74	3,62	13,58
113	2,62	2,46	3,81	4,06
114	5,01	4,88	2	2,05
115	3,64	2,1	2,75	4,75
116	3,26	1,81	3,07	5,52
117	3,05	0,83	3,28	12,03
118	4,63	2,11	2,16	4,75
119	3,2	1,69	3,13	5,91
122	3,03	1,2	3,3	8,31
123	3,98	1,38	2,51	7,26
200	5,88	5,61	1,7	1,78
202	4,3	3,49	2,33	2,87
203	4,78	4,55	2,09	2,2
205	7,89	4,01	1,27	2,5
208	3,97	3,76	2,52	2,66
209	5,49	4,63	1,82	2,16
210	5,48	4,64	1,82	2,16
212	4,59	4,16	2,18	2,41
213	2,26	2,09	4,42	4,78
214	4,09	3,88	2,45	2,58
215	7,31	6,5	1,37	1,54
217	2,58	2,49	3,87	4,01
219	3,94	2,45	2,54	4,09
220	4,31	2,11	2,32	4,73
221	4,94	4,38	2,03	2,28
222	6,26	4,29	1,6	2,33
228	4,23	3,95	2,36	2,53
230	3,36	3,02	2,97	3,31
231	5,02	4,19	1,99	2,39
232	7,64	5,68	1,31	1,76
233	2,83	2,72	3,53	3,68
234	2,1	1,92	4,75	5,22

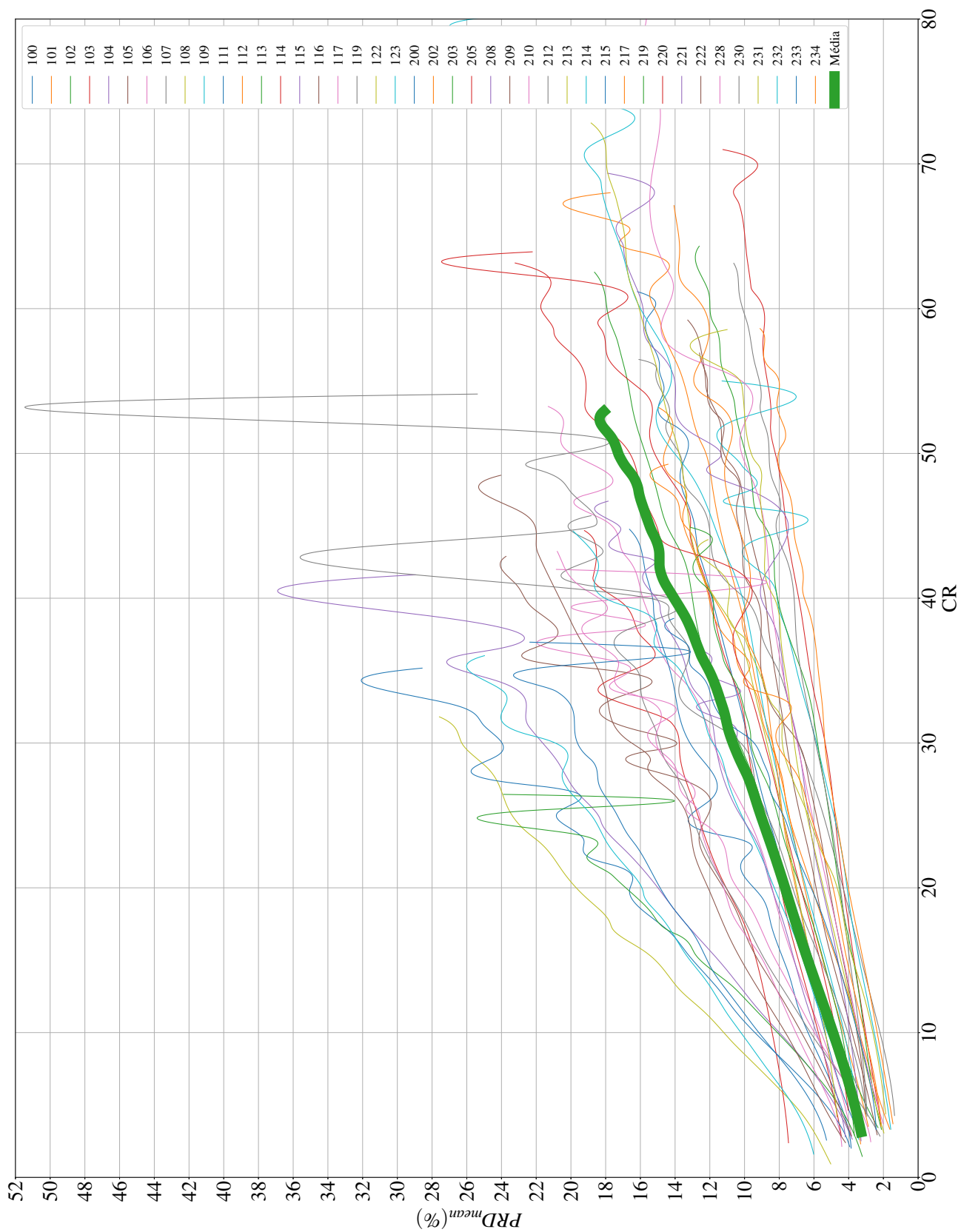


Figura 5.3. Curva de qualidade de compressão para todos os sinais com codificador DAALA 2D e $PRD_{mean}(\%)$.

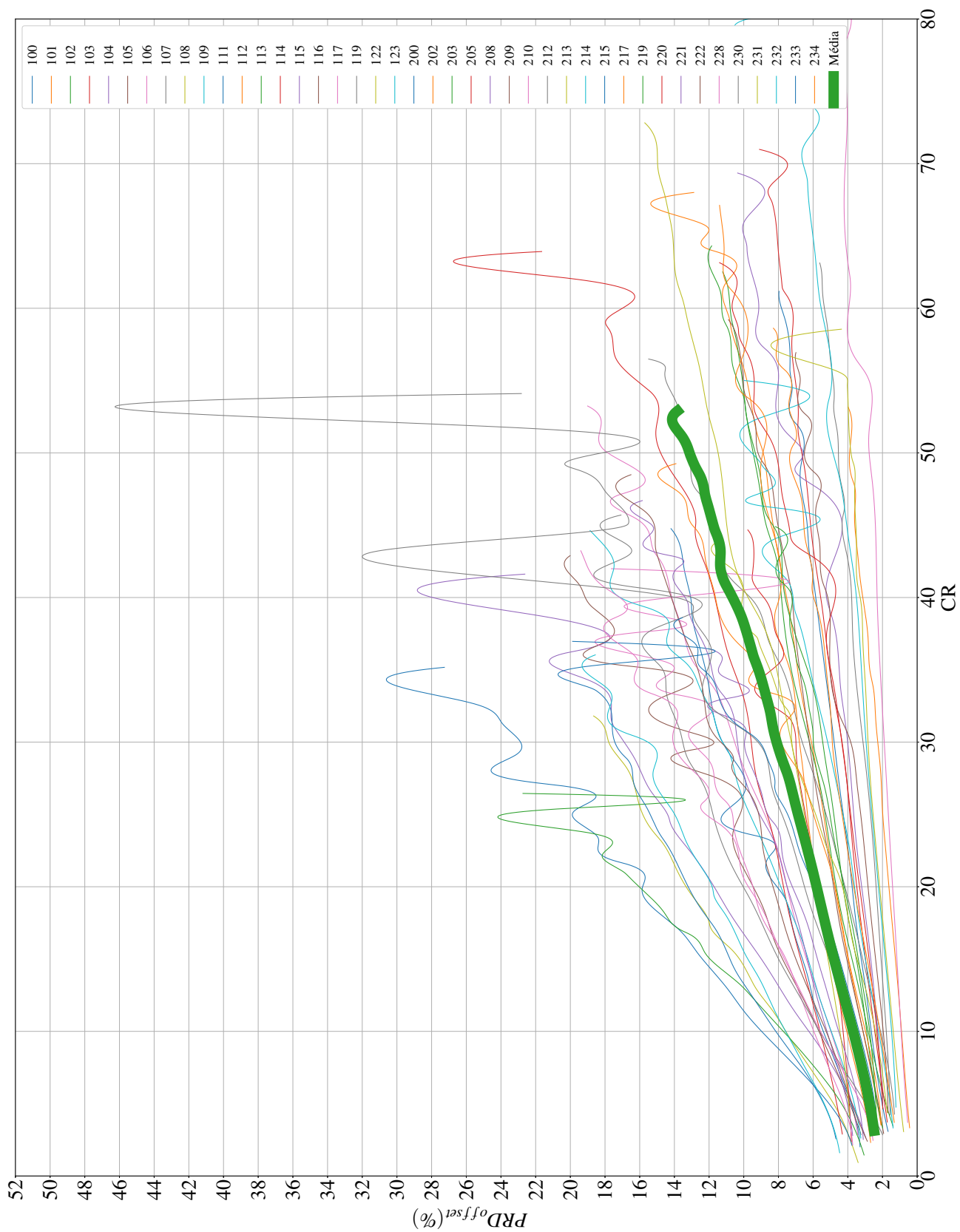


Figura 5.4. Curva de qualidade de compressão para todos os sinais com codificador DAALA 2D e $PRD_{offset}(\%)$.

Tabela 5.2. Resultados de $PRD(\%)$ para todos os sinais com $CR = 10$ para o codificador DAALA 2D

DAALA 2D ($CR = 10$)				
Sinal	$PRD_{mean}(\%)$	$PRD_{offset}(\%)$	FM_{offset}	FM_{mean}
100	5,26	2,59	1,9	3,86
101	4,24	3,08	2,36	3,25
102	4,31	2,59	2,32	3,86
103	2,53	2,05	3,95	4,88
104	8,1	6,33	1,23	1,58
105	3,81	3,12	2,63	3,2
106	5,64	5,03	1,77	1,99
107	2,03	1,95	4,93	5,12
108	11,3	7,65	0,88	1,31
109	2,38	2,1	4,21	4,77
111	6,26	5,34	1,6	1,87
112	3,35	0,89	2,98	11,19
113	2,95	2,77	3,39	3,61
114	5,77	5,62	1,73	1,78
115	3,3	1,91	3,03	5,24
116	3	1,67	3,33	6
117	3,23	0,88	3,1	11,36
118	5,77	2,63	1,73	3,81
119	3,2	1,69	3,12	5,91
122	3,48	1,38	2,87	7,23
123	4,01	1,39	2,49	7,21
200	9,32	8,89	1,07	1,12
202	5,02	4,07	1,99	2,46
203	8,09	7,7	1,24	1,3
205	8,34	4,24	1,2	2,36
208	4,79	4,54	2,09	2,2
209	6,78	5,71	1,48	1,75
210	7,05	5,97	1,42	1,68
212	6,19	5,61	1,62	1,78
213	2,41	2,23	4,15	4,49
214	5,27	5	1,9	2
215	9,18	8,15	1,09	1,23
217	3,09	2,98	3,24	3,36
219	4,44	2,76	2,25	3,62
220	3,83	1,88	2,61	5,32
221	5,85	5,19	1,71	1,93
222	7,68	5,27	1,3	1,9
228	5,98	5,58	1,67	1,79
230	3,91	3,52	2,56	2,84
231	5,28	4,41	1,89	2,27
232	10,22	7,59	0,98	1,32
233	3,53	3,4	2,83	2,94
234	2,31	2,11	4,32	4,75

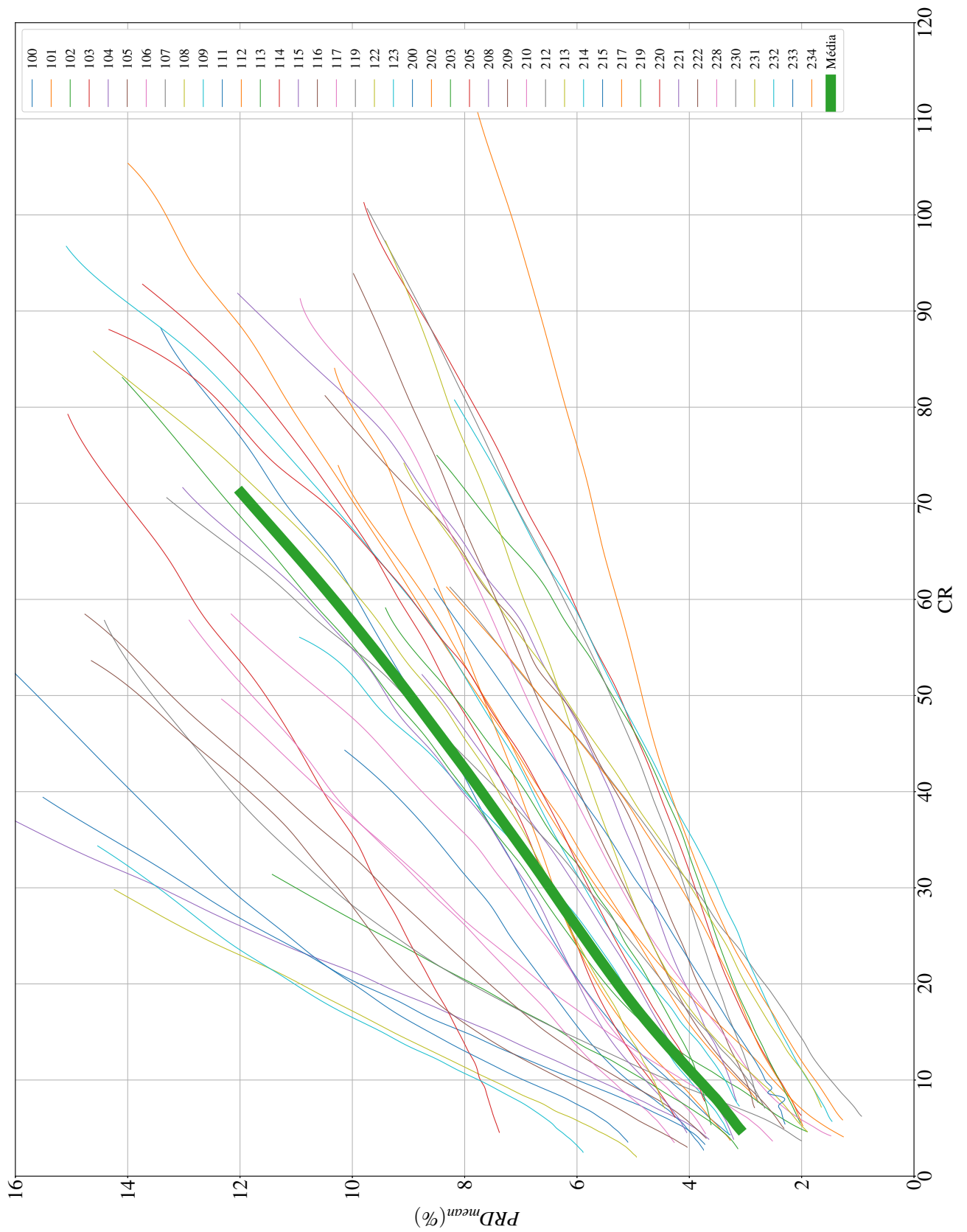


Figura 5.5. Curva de qualidade de compressão para todos os sinais com codificador HEVC 2D e $PRD_{mean}(\%)$.

Tabela 5.3. Resultados de $PRD(\%)$ para todos os sinais com $CR = 10$ para o codificador HEVC 2D

HEVC 2D ($CR = 10$)				
Sinal	$PRD_{mean}(\%)$	$PRD_{offset}(\%)$	FM_{offset}	FM_{mean}
100	4,36	2,15	2,29	4,66
101	3,13	2,27	3,2	4,4
102	3,37	2,03	2,97	4,93
103	2,39	1,93	4,18	5,17
104	5,64	4,4	1,77	2,27
105	3,08	2,53	3,24	3,95
106	4,55	4,06	2,2	2,47
107	1,49	1,43	6,73	6,99
108	7,52	5,09	1,33	1,96
109	1,89	1,67	5,29	6
111	5,1	4,35	1,96	2,3
112	2,51	0,67	3,99	14,96
113	2,4	2,25	4,17	4,43
114	4,69	4,56	2,13	2,19
115	3,28	1,89	3,05	5,28
116	3	1,66	3,34	6,01
117	2,8	0,76	3,57	13,1
118	4,5	2,05	2,22	4,88
119	2,88	1,53	3,47	6,55
122	2,77	1,1	3,61	9,1
123	3,36	1,16	2,97	8,59
200	6	5,73	1,67	1,75
202	4,24	3,44	2,36	2,91
203	4,8	4,57	2,08	2,19
205	7,72	3,92	1,3	2,55
208	3,86	3,65	2,59	2,74
209	5,21	4,39	1,92	2,28
210	5,39	4,56	1,85	2,19
212	4,38	3,97	2,28	2,52
213	1,88	1,74	5,31	5,75
214	4	3,8	2,5	2,63
215	6,95	6,17	1,44	1,62
217	2,41	2,33	4,15	4,3
219	3,83	2,38	2,61	4,19
220	3,87	1,9	2,58	5,26
221	4,79	4,25	2,09	2,35
222	6,24	4,29	1,6	2,33
228	4,11	3,84	2,43	2,61
230	2,95	2,65	3,39	3,77
231	4,64	3,87	2,16	2,59
232	7,75	5,76	1,29	1,74
233	2,64	2,54	3,79	3,94
234	1,76	1,6	5,68	6,23

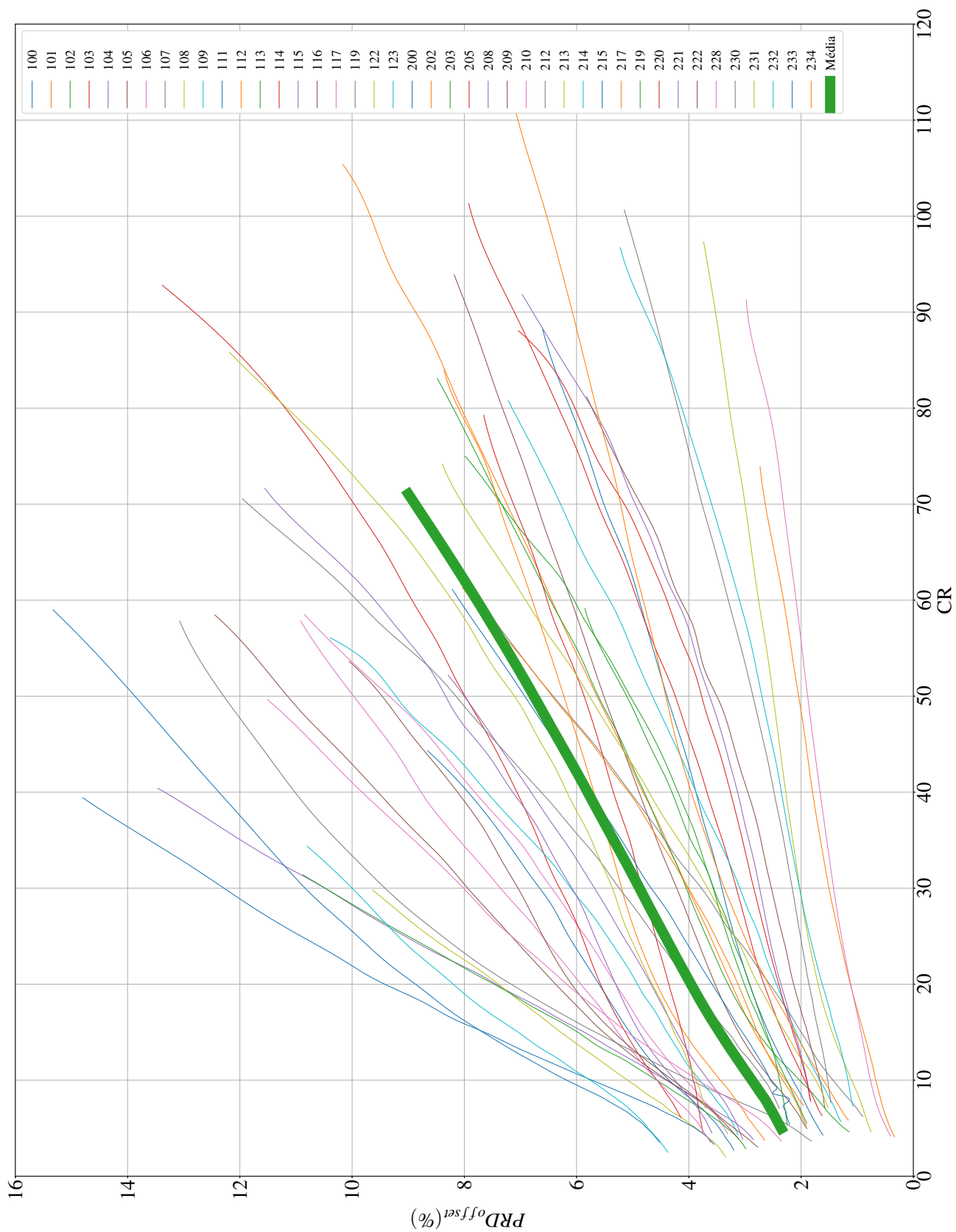


Figura 5.6. Curva de qualidade de compressão para todos os sinais com codificador HEVC 2D e $PRD_{offset}(\%)$.

A Fig. 5.7 compara os resultados de FM alcançados com os métodos 2D propostos em relação aos resultados de Campitelli [38]; para cada sinal são comparados os FM para cada codificador. A Fig. 5.8 apresenta um gráfico de *boxplot* para cada um dos codificadores, com informação de média, mediana e dispersão das FM avaliadas.

Como apresentado na seção 4.7, o Fator de Mérito é uma métrica de avaliação para que compressões com diferentes valores de CR possam ser comparadas. Desta forma os gráficos de barra possuem informações de qualidade para comparação dos métodos mesmo que não apresentem os valores de CR e PRD.

A Tabela 5.4 contém os valores numéricos de das métricas de CR , PRD e também da FM apresentada na Fig. 5.7. Adicionalmente é apresentado o Ganho de Fator de Mérito, G_{FM} , que serve como uma comparação percentual entre os resultados deste trabalho com o trabalho de Campitelli [38].

Na Fig. 5.7 são comparados os valores de FM para cada um dos codificadores apresentados, de forma que a barra com maior tamanho possui o melhor desempenho nesta comparação.

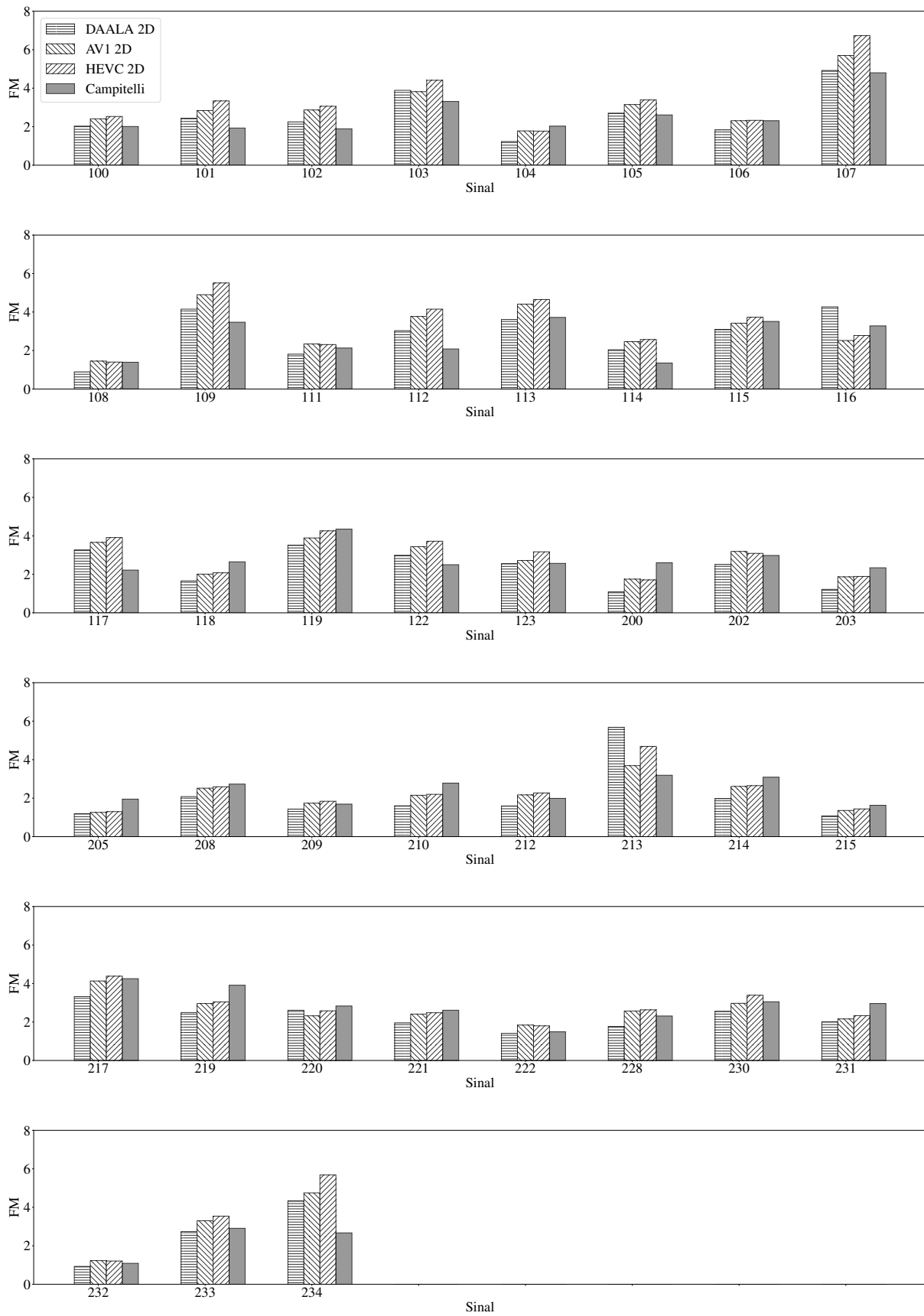


Figura 5.7. Valores de FM para cada codificador 2D testado e o trabalho de Campitelli [38]

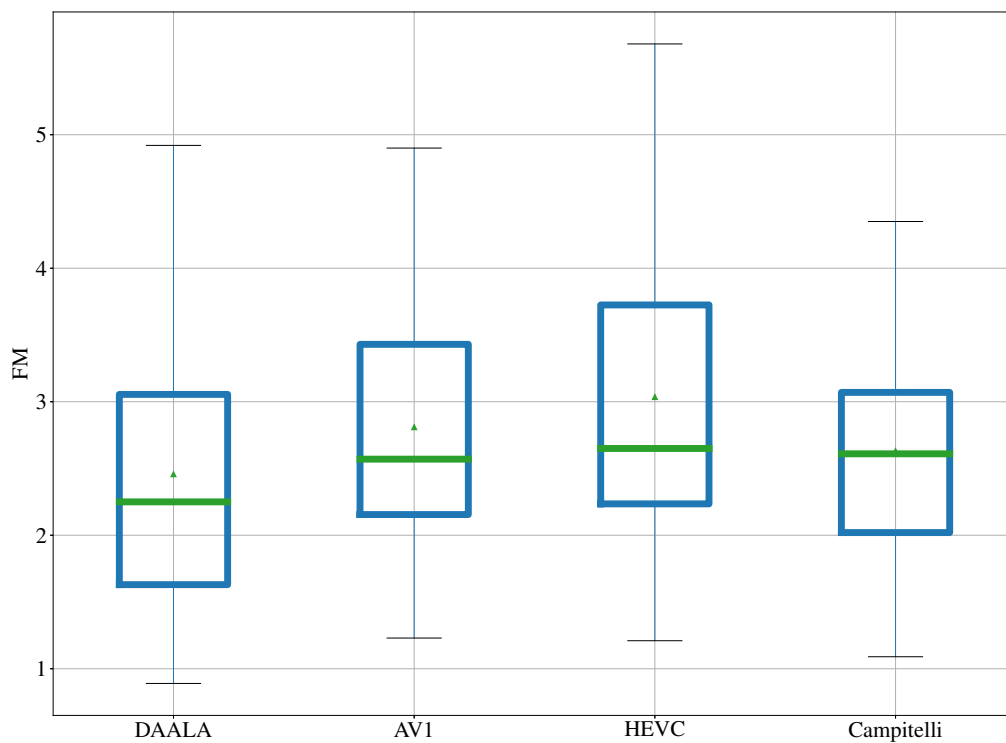


Figura 5.8. Representação em boxplot dos valores de FM para cada codificador 2D testado e o trabalho de Campitelli [38] (A linha horizontal na cor verde representa a mediana do codificador enquanto os limites do retângulo apresenta o primeiro e o terceiro quartis).

Tabela 5.4. Resultados de G_{FM} para os codificadores 2D em comparação com Campitelli [38] para todo o banco de sinais (com valores de média aritmética e desvio-padrão).

Sinal	Campitelli [38]			CR	DAALA			AV1			HEVC		
	CR	$PRD(\%)$ <i>mean</i>	FM		$PRD(\%)$ <i>mean</i>	FM	G_{FM}	$PRD(\%)$ <i>mean</i>	FM	G_{FM}	$PRD(\%)$ <i>mean</i>	FM	G_{FM}
100	11,81	5,89	2,01	12	5,88	2,03	1,00	4,97	2,41	19,90	4,74	2,53	25,87
101	10,2	5,29	1,93	11	4,49	2,44	26,42	3,87	2,84	47,15	3,3	3,34	73,06
102	11,37	6,01	1,89	12	5,31	2,25	19,05	4,18	2,87	51,85	3,92	3,06	61,90
103	11,06	3,34	3,31	11	2,82	3,89	17,52	2,87	3,82	15,41	2,5	4,41	33,23
104	9,45	4,65	2,03	10	8,09	1,23	-39,41	5,59	1,78	-12,32	5,64	1,77	-12,81
105	10,93	4,19	2,61	11	4,07	2,7	3,45	3,48	3,15	20,69	3,24	3,39	29,89
106	10,26	4,45	2,31	11	5,99	1,83	-20,78	4,76	2,31	0,00	4,73	2,33	0,87
107	9,56	1,99	4,8	10	2,02	4,92	2,50	1,75	5,7	18,75	1,49	6,73	40,21
108	10,43	7,5	1,39	11	12,24	0,89	-35,97	7,59	1,45	4,32	7,88	1,4	0,72
109	10,63	3,06	3,47	11	2,64	4,15	19,60	2,24	4,9	41,21	2	5,51	58,79
111	12,63	5,92	2,13	13	7,14	1,81	-15,02	5,56	2,34	9,86	5,63	2,31	8,45
112	10,33	4,97	2,08	11	3,61	3,03	45,67	2,91	3,77	81,25	2,65	4,15	99,52
113	11,74	3,16	3,72	12	3,32	3,61	-2,96	2,71	4,41	18,55	2,58	4,65	25,00
114	12,91	9,54	1,35	13	6,35	2,04	51,11	5,27	2,46	82,22	5,05	2,57	90,37
115	12,18	3,47	3,51	13	4,21	3,08	-12,25	3,8	3,42	-2,56	3,49	3,73	6,27
116	7,93	2,42	3,28	8	1,87	4,27	30,18	3,17	2,52	-23,17	2,88	2,78	-15,24
117	11,39	5,13	2,22	12	3,66	3,27	47,30	3,27	3,66	64,86	3,07	3,91	76,13
118	8,53	3,22	2,65	9	5,39	1,66	-37,36	4,47	2,01	-24,15	4,33	2,08	-21,51
119	12,28	2,82	4,35	13	3,7	3,51	-19,31	3,33	3,89	-10,57	3,05	4,26	-2,07
122	10,44	4,18	2,5	11	3,67	2,99	19,60	3,19	3,44	37,60	2,95	3,72	48,80
123	10,71	4,16	2,57	11	4,29	2,55	-0,78	4,04	2,72	5,84	3,47	3,17	23,35
200	10,15	3,9	2,6	11	10,07	1,09	-58,08	6,27	1,75	-32,69	6,43	1,71	-34,23
202	15,63	5,24	2,98	16	6,36	2,51	-15,77	5	3,19	7,05	5,18	3,09	3,69
203	7,85	3,36	2,34	8	6,55	1,22	-47,86	4,26	1,87	-20,09	4,24	1,89	-19,23
205	9,56	4,91	1,95	10	8,34	1,19	-38,97	7,88	1,26	-35,38	7,72	1,3	-33,33
208	9,42	3,45	2,73	10	4,79	2,08	-23,81	3,96	2,52	-7,69	3,86	2,59	-5,13
209	8,91	5,26	1,69	9	6,26	1,43	-15,38	5,17	1,74	2,96	4,89	1,84	8,88
210	12,81	4,6	2,78	13	8,1	1,6	-42,45	6,02	2,15	-22,66	5,92	2,2	-20,86
212	8,67	4,36	1,99	9	5,65	1,59	-20,10	4,14	2,17	9,05	3,97	2,27	14,07
213	7,43	2,33	3,19	8	1,41	5,67	77,74	2,16	3,69	15,67	1,71	4,69	47,02
214	10,89	3,52	3,09	11	5,56	1,97	-36,25	4,21	2,61	-15,53	4,15	2,65	-14,24
215	9,65	5,92	1,63	10	9,17	1,08	-33,74	7,31	1,36	-16,56	6,95	1,44	-11,66
217	10,84	2,55	4,25	11	3,3	3,32	-21,88	2,66	4,13	-2,82	2,51	4,38	3,06
219	11,37	2,91	3,91	12	4,8	2,49	-36,32	4,05	2,96	-24,30	3,95	3,04	-22,25
220	9,93	3,51	2,83	10	3,83	2,61	-7,77	4,3	2,32	-18,02	3,87	2,58	-8,83
221	12,75	4,89	2,61	13	6,66	1,95	-25,29	5,38	2,41	-7,66	5,25	2,48	-4,98
222	12,46	8,34	1,49	13	9,17	1,41	-5,37	7,08	1,84	23,49	7,22	1,8	20,81
228	12,07	5,22	2,31	13	7,33	1,77	-23,38	5,05	2,57	11,26	4,94	2,63	13,85
230	10,04	3,29	3,05	10	3,91	2,55	-16,39	3,36	2,97	-2,62	2,95	3,39	11,15
231	10,18	3,44	2,96	11	5,49	2	-32,43	5,1	2,16	-27,03	4,72	2,33	-21,28
232	8,23	7,53	1,09	9	9,61	0,93	-14,68	7,33	1,23	12,84	7,42	1,21	11,01
233	8,14	2,8	2,91	9	3,28	2,74	-5,84	2,72	3,3	13,40	2,54	3,54	21,65
234	9,22	3,45	2,67	10	2,31	4,32	61,80	2,1	4,75	77,90	1,76	5,68	112,73
Média	10,43	4,18	2,61	11	5,31	2,25	-6,57	4,18	2,57	9,01	3,95	2,65	16,81
Desvio	1,67	1,64	0,83	1,67	2,44	1,12	31,23	1,57	1,02	30,24	1,68	1,25	35,93

5.2 ABORDAGEM TRIDIMENSIONAL

As Figs. 5.9, 5.10, 5.11 e 5.12 apresentam os resultados do modo tridimensional em curvas de $CR \times PRD$ para os dois codificadores utilizados. A curva central com maior espessura é a média de todos os sinais.

Os resumos dos resultados do modo tridimensional serão apresentados nas Tabelas 5.5, 5.6 e 5.7, para os principais sinais de [49] avaliados na literatura, a saber, os sinais 100, 117 e 119 do banco de sinais. Para estes sinais há valores de PRD para CR 10 e 24. O modo vídeo foi processado utilizando somente os codificadores HEVC e AV1. O DAALA não possui implementação em 16 bits, apresentando uma série de erros durante o processamento, portanto foi desconsiderado o seu uso para a abordagem 3D deste trabalho.

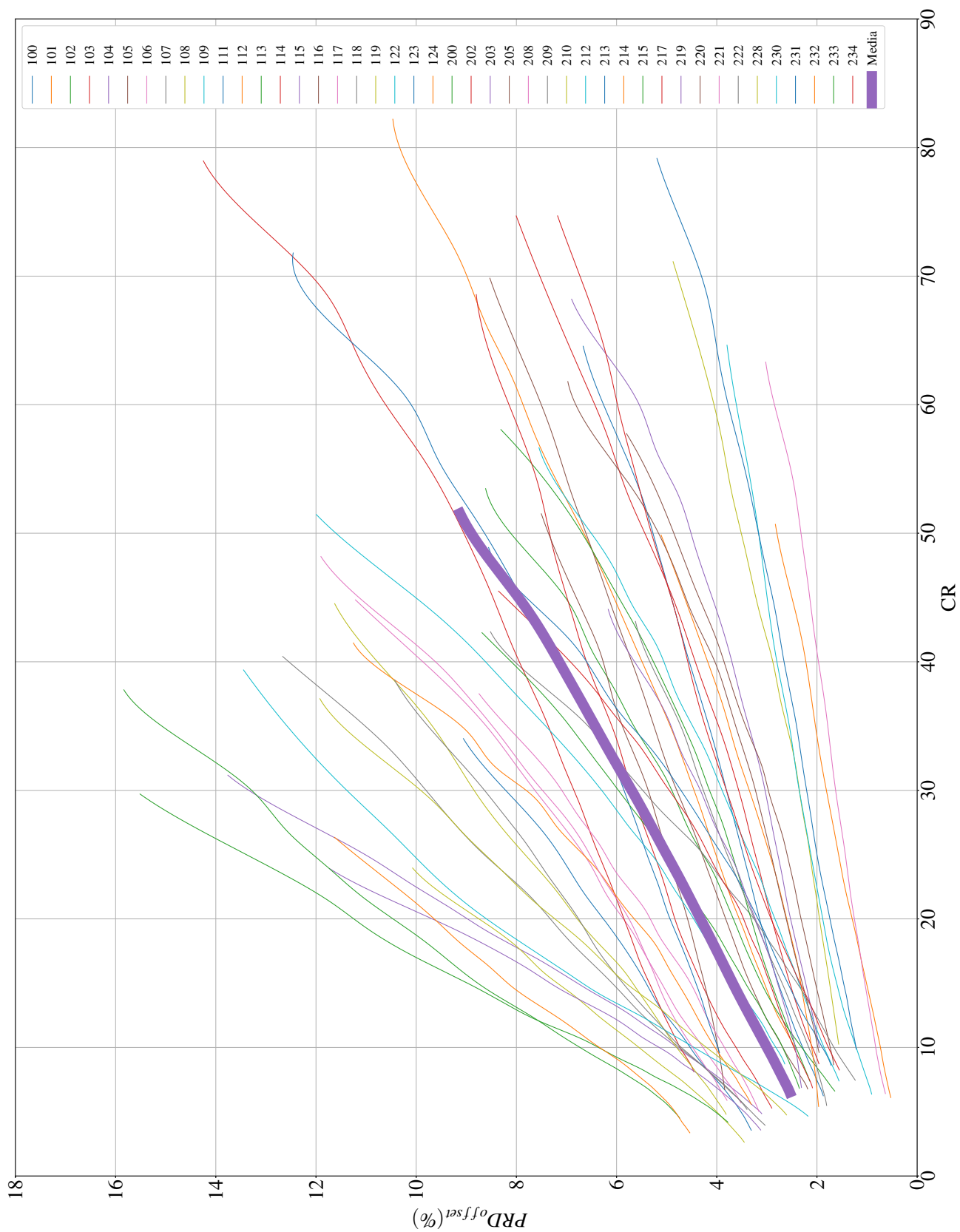


Figura 5.9. Curva de qualidade de compressão para todos os sinais com codificador HEVC 3D e $PRD_{offset}(\%)$.

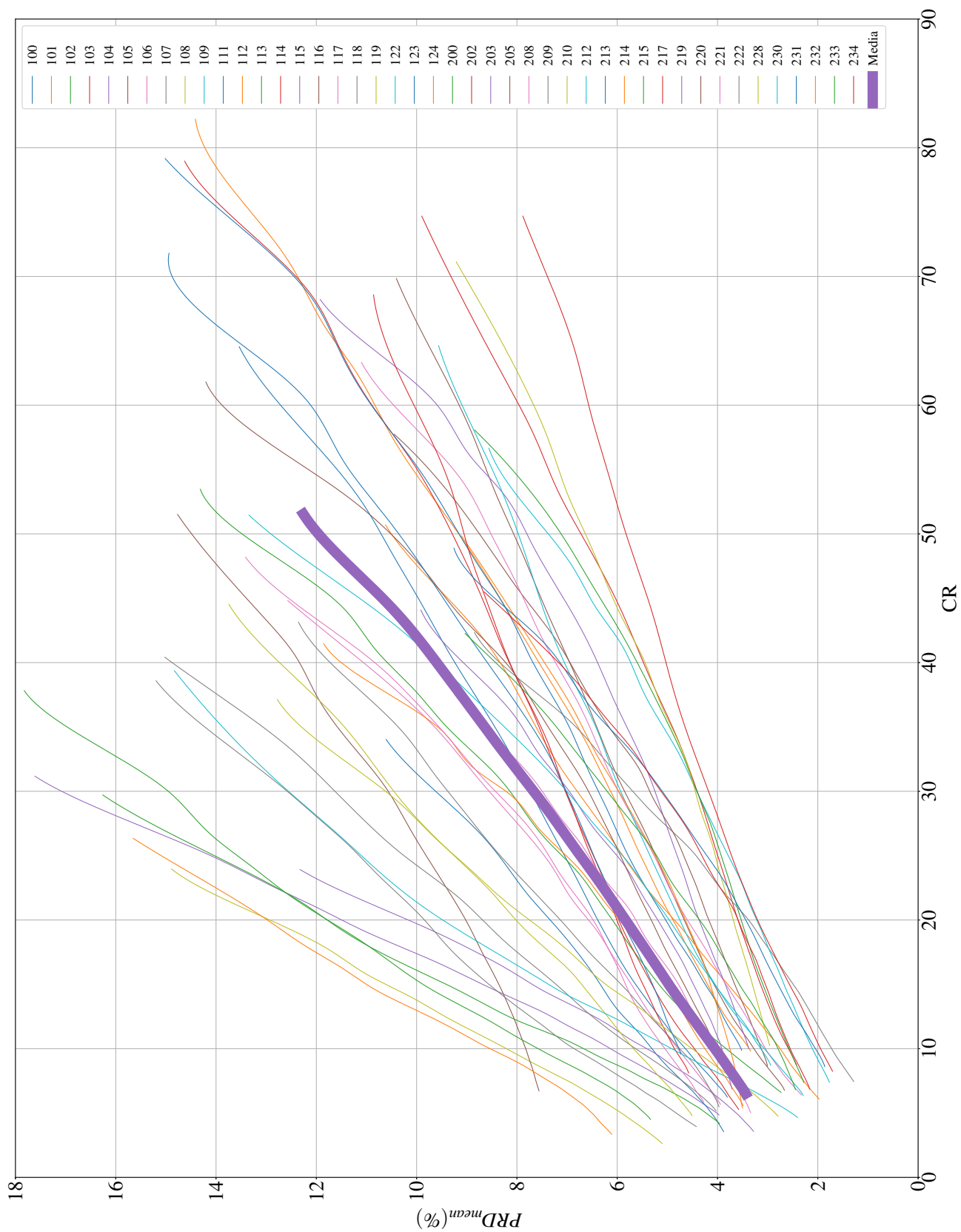


Figura 5.10. Curva de qualidade de compressão para todos os sinais com codificador HEVC 3D e $PRD_{mean}(\%)$.

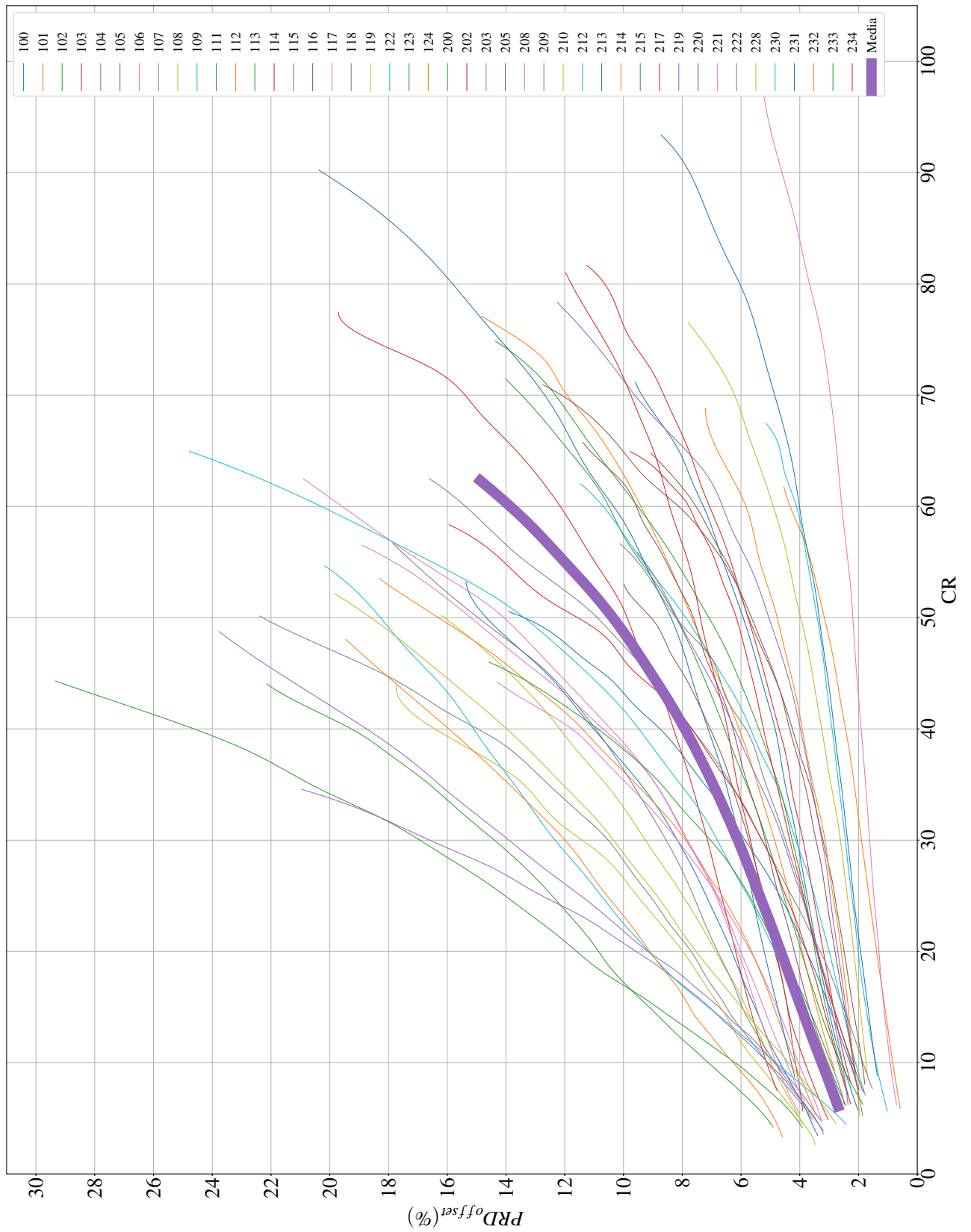


Figura 5.11. Curva de qualidade de compressão para todos os sinais com codificador AV1 3D e $PRD_{offset}(\%)$.

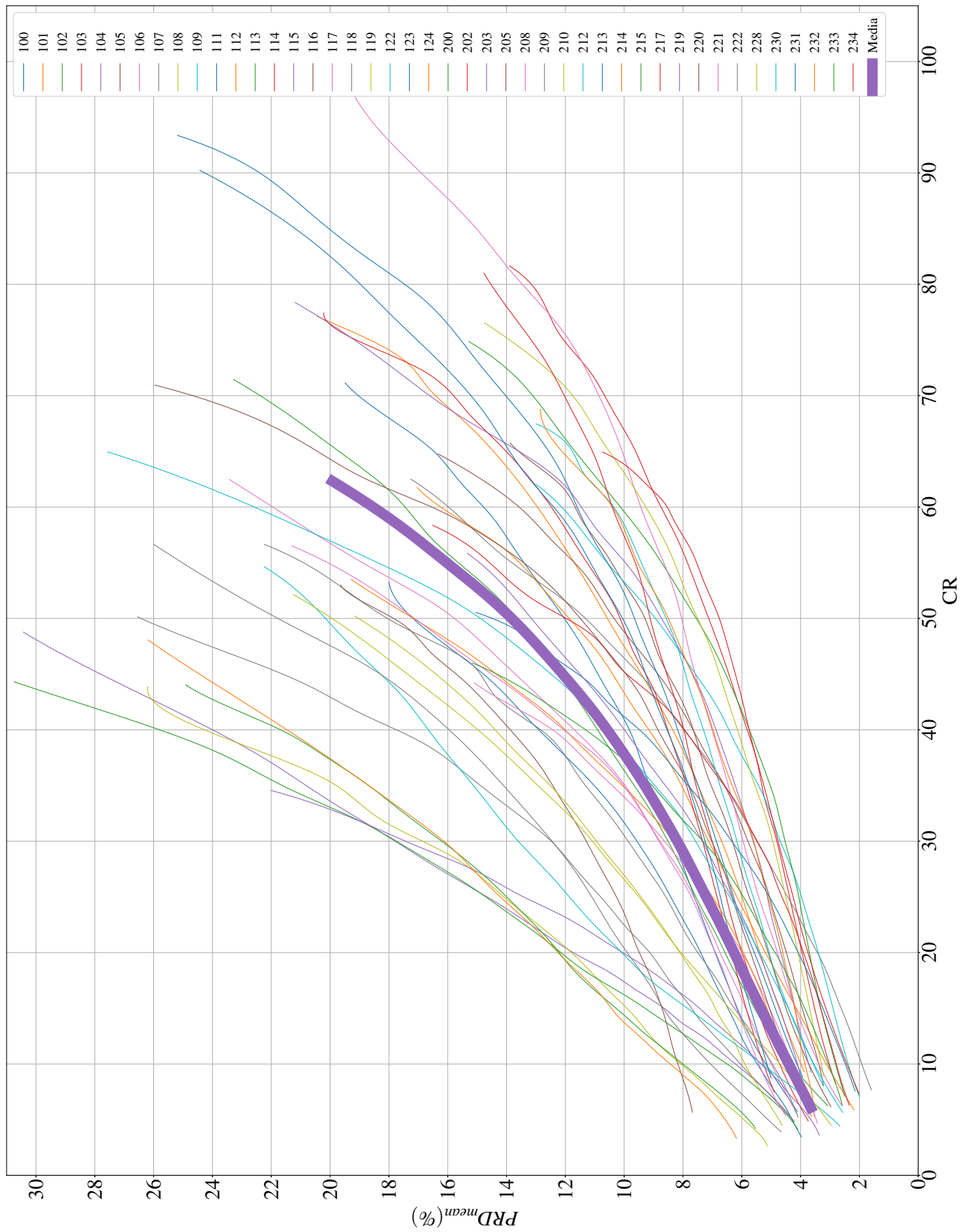


Figura 5.12. Curva de qualidade de compressão para todos os sinais com codificador AV1 3D e $PRD_{mean}(\%)$.

Tabela 5.5. Resultados comparativos entre as técnicas propostas para o Sinal 100.

Sinal 100		
Codificador	CR	$PRD_{offset}(\%)$
AV1 3D	24	3,49
HEVC 3D	24	3,18
AV1 2D	24	3,27
HEVC 2D	24	3,14
AV1 3D	10	2,51
HEVC 3D	10	2,30
AV1 2D	10	2,28
HEVC 3D	10	2,15

Tabela 5.6. Resultados comparativos entre as técnicas propostas para o Sinal 117.

Sinal 117		
Codificador	CR	$PRD_{offset}(\%)$
AV1 3D	24	1,40
HEVC 3D	24	1,41
AV1 2D	24	1,21
HEVC 2D	24	1,25
AV1 3D	10	0,90
HEVC 3D	10	0,84
AV1 2D	10	0,83
HEVC 2D	10	0,76

Tabela 5.7. Resultados comparativos entre as técnicas propostas para o Sinal 119.

Sinal 119		
Codificador	CR	$PRD_{offset}(\%)$
AV1 3D	24	2,29
HEVC 3D	24	2,09
AV1 2D	24	2,10
HEVC 2D	24	1,98
AV1 3D	10	1,72
HEVC 3D	10	1,56
AV1 2D	10	1,69
HEVC 2D	10	1,89

A Tabela 5.5 evidencia que os codificadores 2D apresentam menor distorção quando comparado as implementações 3D. Para a $CR = 24$ a diferença entre as distorções dos codificadores 2D e 3D é de no HEVC 6% e no AV1 de 10%, com a $CR = 10$ a diferença no HEVC é de 1% e no AV1 e de 6%.

A Tabela 5.6 evidencia que os codificadores 2D apresentam menor distorção quando comparado as implementações 3D. Para a $CR = 24$ a diferença entre as distorções dos codificadores 2D e 3D é de no HEVC 12% e no AV1 de 15%, com a $CR = 10$ a diferença no HEVC é de 10% e no AV1 e de 8%.

A Tabela 5.7 evidencia que os codificadores 2D apresentam menor distorção quando comparado as implementações 3D. Para a $CR = 24$ a diferença entre as distorções dos codificadores 2D e 3D é de no HEVC 5% e no AV1 de 9%, com a $CR = 10$ a diferença no HEVC é de -17% e no AV1 e de 1%.

De forma geral os codificadores 2D possuem menor distorção em comparação aos codificadores 3D, a implementação do AV1 2D possui menor distorção se comparado ao HEVC 3D porem maior distorção se comparado ao HEVC 2D.

5.3 COMPARAÇÕES ENTRE AS ABORDAGENS 2D E 3D E A LITERATURA

As Tabelas 5.8 e 5.9 apresentam os valores médios de PRD_{offset} e PRD_{mean} para todas as codificações implementadas. Para cada valor médio de CR são apresentados os valores de PRD referente a cada codificador. Em ambos os casos é possível inferir que o codificador HEVC 2D obteve o melhor resultado médio.

A Tabela 5.10 fornece o valor limite de CR de cada codificador de forma que o valor da distorção máxima seja de 5% para os dois casos de PRD . Nesta tabela é possível inferir que o HEVC 2D apresenta os maiores valores de CR para uma distorção máxima de 5%. A partir da tabela é possível afirmar que a diferença entre o codificador mais eficiente (HEVC 2D) e o menos eficiente (DAALA) é de no caso da $PRD_{mean}(\%)$ $1,96\times$ e no caso da $PRD_{offset}(\%)$ é de $1,72\times$.

As Figs. 5.13 e 5.14 apresentam as curvas de qualidade de compressão para as médias de CR e PRD . É possível notar que na média as curvas tendem a serem lineares, portanto para maiores valores de CR a tendência é de que haja maior distorção. Na média a uma maior inclinação da curva dos codificadores 3D, exceto pelo DAALA que mesmo em sua implementação 2D possui a maior inclinação. O codificador HEVC 2D em média possui uma capacidade com compressão maior que a implementação HEVC 3D, enquanto que o codificador AV1 2D possui menor capacidade de compressão quando comparado à implementação AV1 3D.

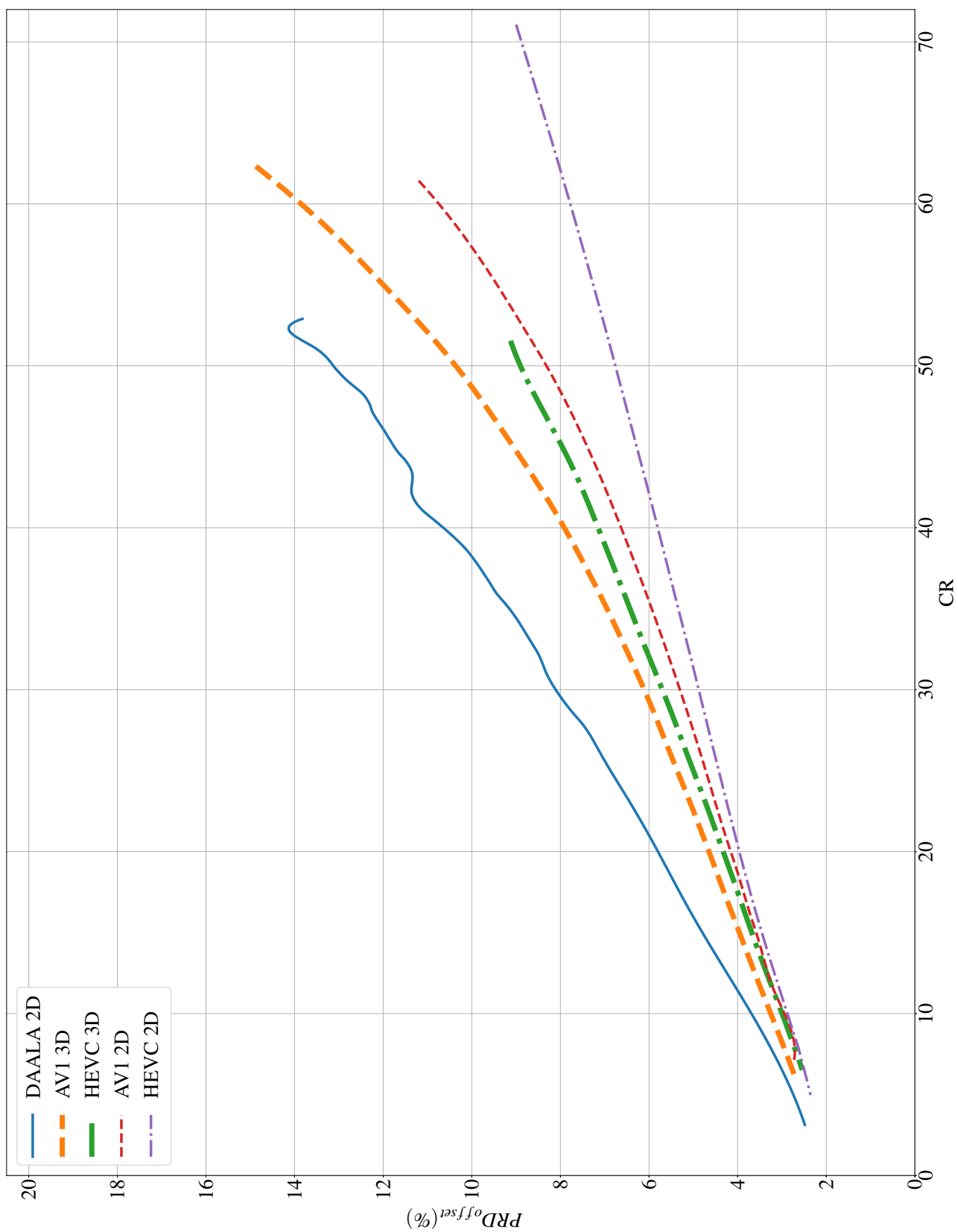


Figura 5.13. Curva de qualidade de compressão para as médias de todos os codificadores com $PRD_{offset}(\%)$.

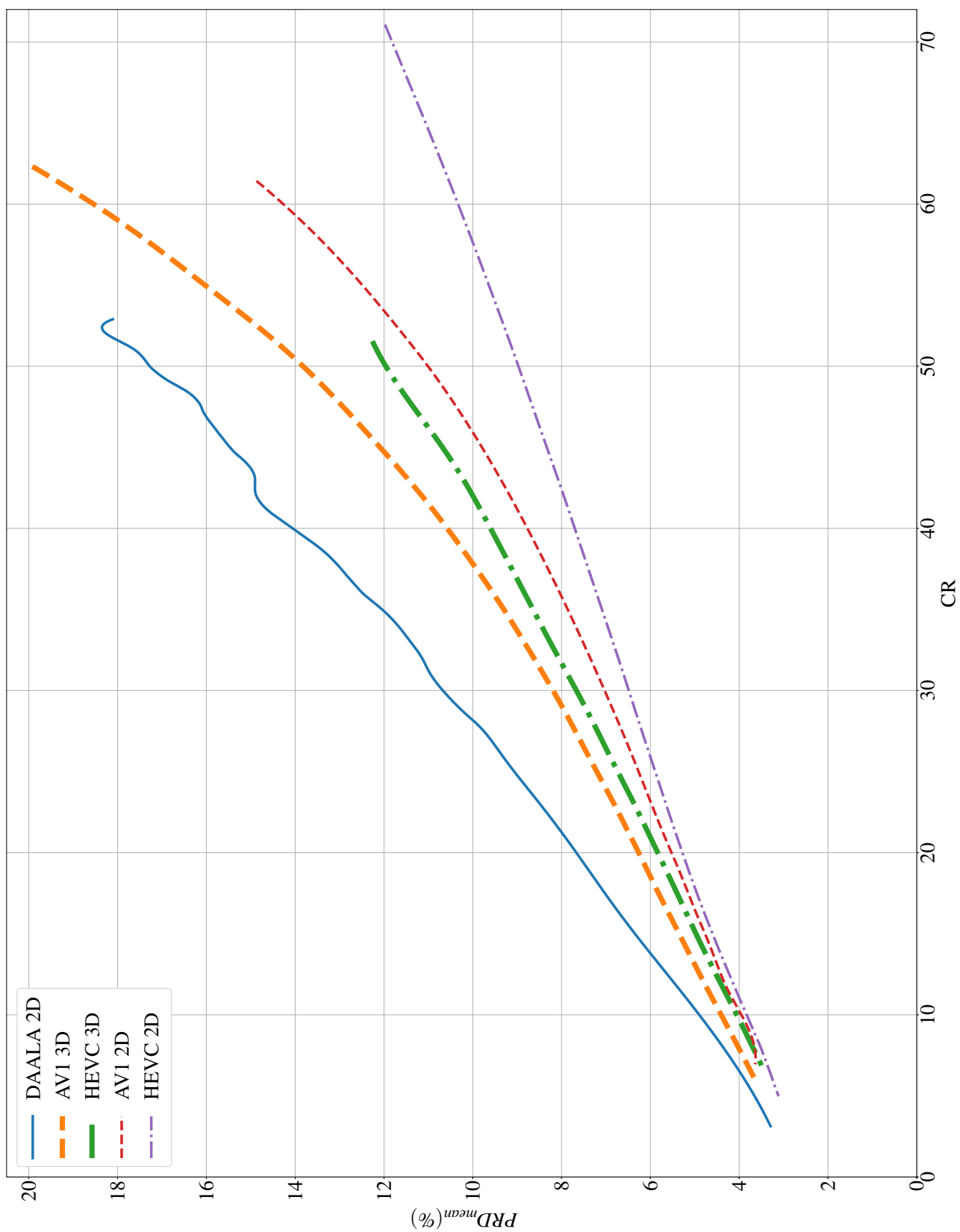


Figura 5.14. Curva de qualidade de compressão para as médias de todos os codificadores com $PRD_{mean}(\%)$.

Tabela 5.8. Valores médios de $PRD_{offset}(\%)$ para determinadas CR.

CR	$PRD_{offset}(\%)$				
	DAALA 2D	AV1 3D	HEVC 3D	AV1 2D	HEVC 2D
10	3,69	3,25	3,0	2,94	2,88
15	4,79	3,96	3,68	3,58	3,45
20	5,8	4,65	4,33	4,16	3,96
25	6,87	5,36	5,0	4,72	4,43
30	8,11	6,11	5,7	5,3	4,88
35	9,15	6,95	6,43	5,94	5,34
40	10,64	7,91	7,15	6,63	5,8
45	11,75	9,06	7,96	7,39	6,28
50	13,13	10,36	8,9	8,32	6,76

Tabela 5.9. Valores médios de $PRD_{mean}(\%)$ para determinadas CR.

CR	$PRD_{mean}(\%)$				
	DAALA 2D	AV1 3D	HEVC 3D	AV1 2D	HEVC 2D
10	4,9	4,4	4,05	3,95	3,83
15	6,35	5,35	4,97	4,77	4,6
20	7,67	6,26	5,83	5,52	5,28
25	9,07	7,21	6,74	6,26	5,89
30	10,67	8,19	7,67	7,03	6,49
35	12,04	9,3	8,64	7,86	7,09
40	14,06	10,58	9,6	8,77	7,7
45	15,47	12,09	10,68	9,79	8,33
50	17,28	13,82	11,96	11,01	8,97

Tabela 5.10. Valores de CR média de cada codificador para $PRD(\%)$ estipulada.

Codificador	Valores de CR para $PRD = 5\%$	
	$PRD_{offset}(\%)$	$PRD_{mean}(\%)$
DAALA 2D	15,97	10,36
AV1 3D	22,53	13,1
HEVC 3D	25,0	15,15
AV1 2D	27,47	16,49
HEVC 2D	31,35	17,85

Os resultados a seguir foram processados no modo intraframe, Os resultados para essa etapa estão apresentados abaixo com as Tabelas 5.11, 5.12 e 5.13.

Para a Tabela 5.11 o método proposto com HEVC obteve resultados comparados com a literatura seguido pelo codificador AV1 e em seguida pelo DAALA.

Para a Tabela 5.12 o método proposto com o codificador AV1 obteve melhores resultados em uma CR maior, sendo superado pelo HEVC ao aplicar uma menor compressão. Para esse sinal todos os codificadores obtiveram resultados comparados com a literatura.

Para a Tabela 5.13 o método proposto com o codificador HEVC obteve o melhor resultado em todos os casos seguido pelo AV1 e em seguida pelo DAALA, porém nenhum

Tabela 5.11. Comparativo com os principais trabalhos utilizando técnicas bidimensionais para o sinal 100.

Sinal 100		
Algoritmo	CR	$PRD_{offset}(\%)$
Lee <i>et al.</i> [50]	24	8,10
Chou <i>et al.</i> [44]	24	4,06
Filho <i>et al.</i> [45]	24	3,95
Joo <i>et al.</i> [46]	24	3,53
DAALA 2D	24	4,09
AV1 2D	24	3,27
HEVC 2D	24	3,14
Filho <i>et al.</i> [45]	10	2,12
Joo <i>et al.</i> [46]	10	2,12
DAALA 2D	10	2,59
AV1 2D	10	2,28
HEVC 2D	10	2,15

Tabela 5.12. Comparativo com os principais trabalhos utilizando técnicas bidimensionais para o sinal 117.

Sinal 117		
Algoritmo	CR	$PRD_{offset}(\%)$
Filho <i>et al.</i> [45]	24	1,72
Joo <i>et al.</i> [46]	24	1,64
DAALA 2D	24	1,61
AV1 2D	24	1,21
HEVC 2D	24	1,25
Chou <i>et al.</i> [44]	13	1,18
Filho <i>et al.</i> [45]	13	1,07
Joo <i>et al.</i> [46]	13	1,06
DAALA 2D	13	1,05
AV1 2D	13	0,92
HEVC 2D	13	0,87
Bilgin <i>et al.</i> [42]	10	1,03
Chou <i>et al.</i> [44]	10	0,98
Filho <i>et al.</i> [45]	10	0,86
Joo <i>et al.</i> [46]	10	0,85
DAALA 2D	10	0,88
AV1 2D	10	0,83
HEVC 2D	10	0,76
Bilgin <i>et al.</i> [42]	8	0,86
Filho <i>et al.</i> [45]	8	0,75
Joo <i>et al.</i> [46]	8	0,73
DAALA 2D	8	0,75
AV1 2D	8	0,75
HEVC 2D	8	0,68

codificador conseguiu superar os valores encontrados na literatura para as mesmas taxas de compressão.

Tabela 5.13. Comparativo com os principais trabalhos utilizando técnicas bidimensionais para o sinal 119.

Sinal 119		
Algoritmo	CR	$PRD_{offset}(\%)$
Bilgin <i>et al.</i> [42]	22	3,76
Tai <i>et al.</i> [43]	21	2,17
Chou <i>et al.</i> [44]	21	1,81
Filho <i>et al.</i> [45]	21	1,92
Joo <i>et al.</i> [46]	21	1,80
DAALA 2D	21	2,43
AV1 2D	21	1,99
HEVC 2D	21	1,89
Chou <i>et al.</i> [44]	10	1,03
Filho <i>et al.</i> [45]	10	0,93
Joo <i>et al.</i> [46]	10	0,92
DAALA 2D	10	1,69
AV1 2D	10	1,69
HEVC 2D	10	1,53
Filho <i>et al.</i> [45]	8	0,74
Joo <i>et al.</i> [46]	8	0,73
DAALA 2D	8	1,46
AV1 2D	8	1,64
HEVC 2D	8	1,48

A Tabela 5.11 apresenta a comparação dos resultados do sinal 100 com as referências. Para a $CR = 24$ o método proposto usando o codificador HEVC apresenta o melhor resultado. Para o valor de $CR = 10$ as referências Filho *et al.* [45] e Joo *et al.* [46] apresentaram resultados melhores que os métodos propostos.

A Tabela 5.12 apresenta a comparação dos resultados do sinal 117 com as referências. Para a $CR = 24$ o método proposto usando o codificador AV1 apresentou o melhor resultado. Para a $CR = 13$, $CR = 10$ e $CR = 8$ o método proposto usando o codificador HEVC apresenta o melhor resultado.

A Tabela 5.13 apresenta a comparação dos resultados do sinal 119 com as referências. Nesta comparação em todos os casos os resultados apresentados por Joo *et al.* foram melhores que o método proposto.

5.4 COMENTÁRIOS SOBRE AS IMPLEMENTAÇÕES DOS CODIFICADORES

O codificador AV1 ainda está em suas primeiras versões, podendo assim conter algumas falhas de otimização, o que de certa forma o faz perder em eficiência, comparado ao HEVC. Espera-se que com o uso mais intenso desse codificador tanto sua eficiência de compressão quanto o tempo de processamento possam ser aperfeiçoados.

O codificador DAALA foi descontinuado e sua equipe foi realocada para trabalhar no AV1, então esse mesmo seguindo um abordagem diferente da apresentada nos demais não terá novas versões. Caso a aplicação permita uma distorção maior no sinal o DAALA é uma ótima opção pois o seu tempo de processamento é uma fração do tempo do AV1.

6 CONCLUSÃO

Este trabalho apresentou um método de compressão de sinais de ECG unidimensionais de um único canal, por meio de abordagens bidimensionais e tridimensionais efetivadas utilizando codificadores de imagens e vídeos. Foram utilizados três codecs: HEVC, AV1 e DAALA.

O sinal de ECG foi pré-processado, a partir da segmentação com base nos picos das ondas R, em que cada segmento entre dois picos R foi posicionado em uma linha de uma matriz bidimensional e posteriormente as amostras foram convertidas em imagens com faixa dinâmica de 16 bits. Aplicou-se o reordenamento por correlação, com o objetivo de otimizar a eficiência da compressão e então foi gerada a representação 2D a ser comprimida pelos codificadores de vídeo em modo *intra*.

Para a abordagem tridimensional, a representação 2D que havia sido obtida foi posteriormente segmentada em blocos de mesmas dimensões e estes blocos foram empilhados como quadros de vídeo para obter a representação 3D, a ser comprimida pelos codificadores de vídeo em modo *inter*.

Na comparação entre os codecs utilizados nas duas abordagens, o HEVC retornou o melhor resultado tanto na bidimensional quanto na tridimensional. sendo seguido pelo AV1 logo após pelo DAALA, para o qual foi executada apenas abordagem 2D.

Considerando as métricas objetivas de taxa (CR) e distorção (PRD), os codificadores HEVC e AV1 obtiveram resultados no mesmo nível ou melhores em média que os apresentados em outros trabalhos da literatura. Já o codificador DAALA apresentou um resultado em média pior que os demais codificadores testados. No modo tridimensional os resultados obtiveram uma distorção maior quando comparado ao modo bidimensional.

Como sugestão para trabalhos futuros é ainda possível testar outros codificadores de imagem e de vídeo e mesmo implementações mais rápidas e otimizadas que as dos *codecs* testados neste trabalho. É possível que seja necessário implementar alguns ajustes nos pré-processamentos ou na forma de empilhamento dos quadros para que se consiga melhores resultados na abordagem 3D.

Referências Bibliográficas

- [1] Daala video compression. <https://xiph.org/daala/>. Accessed: 2018-11-19.
- [2] Alliance for Open Media. <https://aomedia.org/>. Accessed: 2018-11-19.
- [3] High Efficiency Video Coding (HEVC). <https://hevc.hhi.fraunhofer.de/>. Accessed: 2018-11-19.
- [4] MIT-BIH Arrhythmia Database. <https://physionet.org/physiobank/database/mitdb/>. Accessed: 2018-11-19.
- [5] Aimé Lay-Ekuakille. *Advances in Biomedical Sensing, Measurements, Instrumentation and Systems*, volume 55. Springer Science & Business Media, 2009.
- [6] Cindy L. Stanfield. *Fisiologia Humana*. Pearson, São Paulo, 5^a edition, 2014.
- [7] Dee Unglaub Silverthorn. *Fisiologia Humana Uma Abordagem Integrada*. Artmed, São Paulo, 7^a edition, 2017.
- [8] Khalid Sayood. *Introduction to data Compression*. Elsevier, 225 Wyman Street, Waltham, MA 02451, USA, 4^a edition, 2012.
- [9] Fernando Pereira. *Comunicações Audiovisuais Tecnologias, Normas e Aplicações*. IST PRESS, Lisboa, 1^a edition, 2009.
- [10] Haecky McAnlis. *Understanding Compression: Data Compression for Modern Developers*. O Reilly Media, 1^a edition, 2016.
- [11] David Salomon; G. Motta; D. Bryant. *Data Compression: The Complete Reference*. Springer, 4^a edition, 2006.
- [12] Detlev Marpe, Heiko Schwarz, e Thomas Wiegand. Context-based Adaptive Binary Arithmetic Coding in the H.264/AVC Video Compression Standard. *IEEE Transactions on Circuits and Systems for Video Technology*, 13(7):620–636, 2003.
- [13] David Salomon. *A Concise Introduction to Data Compression*. Undergraduate topics in computer science. Springer, 1^a edition, 2008.

- [14] Nathan E Egge, Jean-Marc Valin, Timothy B Terriberry, Thomas Daede, e Christopher Montgomery. Using Daala intra frames for still picture coding. In *Proceedings of Picture Coding Symposium*, 2015.
- [15] Malvar H.S. *Signal Processing with Lapped Transforms*. Artech House Telecommunications Library. Artech House, 1 edition, 1991.
- [16] Yue Chen, Debargha Murherjee, Jingning Han, Adrian Grange, Yaowu Xu, Zoe Liu, Sarah Parker, Cheng Chen, Hui Su, Urvang Joshi, et al. An Overview of Core Coding Tools in the AV1 Video Codec. In *Picture Coding Symposium (PCS)*, pages 24–27, 2018.
- [17] Vivienne Sze, Madhukar Budagavi, e Gary J Sullivan. *High Efficiency Video Coding (HEVC), Integrated Circuits and Systems*. Springer International Publishing, 2014.
- [18] JR Cox, FM Nolle, HA Fozzard, e GC Oliver. AZTEC, a Preprocessing Program for real-time ECG Rhythm Analysis. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, (2):128–129, 1968.
- [19] Sateh MS Jalaleddine, Chriswell G Hutchens, Robert D Strattan, e William A Coberly. ECG data Compression Techniques-a Unified Approach. *IEEE transactions on Biomedical Engineering*, 37(4):329–343, 1990.
- [20] William C Mueller. Arrhythmia Detection Program for an Ambulatory ECG Monitor. *Biomedical Sciences Instrumentation*, 14:81–85, 1978.
- [21] John P Abenstein e Willis J Tompkins. A New Data-Reduction Algorithm for Real-Time ECG Analysis. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, (1):43–48, 1982.
- [22] Lawrence W Gardenhire. Redundancy reduction the key to adaptive telemetry. In *Proceedings of the 1964 National Telemetry Conference*, pages 1–16, 1964.
- [23] Roger C Barr, Susan M Blanchard, e Deborah A Dipersio. SAPA-2 is the Fan. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, (5):337–337, 1985.
- [24] Vinod Kumar, Suresh Chandra Saxena, VK Giri, e Dilbag Singh. Improved Modified AZTEC Technique for ECG Data Compression: Effect of Length of Parabolic Filter on Reconstructed Signal. *Computers & Electrical Engineering*, 31(4-5):334–344, 2005.
- [25] Per Ola Börjesson, G Einarsson, e Olle Pahlm. Comments on Comparison of the ECG by Prediction or Interpolation and Entropy Encoding. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 27(11), 1980.
- [26] Zoran Peric, Dragan Denic, Jelena Nikolic, Aleksandar Jovic, e Aleksandra Jovanovic. DPCM Quantizer Adaptation Method for Efficient ECG Signal Compression. *Journal of Communications Technology and Electronics*, 58(12):1241–1250, 2013.

- [27] BR Shankara Reddy e ISN Murthy. ECG Data Compression Using Fourier Descriptors. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, (4):428–434, 1986.
- [28] Rodrigo Cartaxo Marques Duarte, Fabrizia M Matos, e Leonardo V Batista. Near-Lossless Compression of ECG Signals Using Perceptual Masks in the DCT Domain. In *IV Latin American Congress on Biomedical Engineering 2007, Bioengineering Solutions for Latin America Health*, pages 229–231. Springer, 2007.
- [29] Redha Benzid, A Messaoudi, e A Boussaad. Constrained ECG Compression Algorithm Using the Block-based Discrete Cosine Transform. *Digital Signal Processing*, 18(1):56–64, 2008.
- [30] A Bendifallah, R Benzid, e M Boulemden. Improved ECG Compression Method Using Discrete Cosine Transform. *Electronics letters*, 47(2):87–89, 2011.
- [31] Adrianus Djohan, Truong Q Nguyen, e Willis J Tompkins. ECG Compression Using Discrete Symmetric Wavelet Transform. In *Engineering in Medicine and Biology Society, 1995., IEEE 17th Annual Conference*, volume 1, pages 167–168. IEEE, 1995.
- [32] Michael L Hilton. Wavelet and Wavelet Packet Compression of Electrocardiograms. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 44(5):394–402, 1997.
- [33] Byung S Kim, Sun Kook Yoo, e Moon H Lee. Wavelet-based low-delay ECG Compression Algorithm for Continuous ECG Transmission. *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*, 10(1):77–83, 2006.
- [34] M Sabarimalai Manikandan e Samarendra Dandapat. Wavelet Threshold Based ECG Compression Using USZZQ and Huffman Coding of DSM. *Biomedical Signal Processing and Control*, 1(4):261–270, 2006.
- [35] Redha Benzid, Farhi Marir, e N-E Bouguechal. Electrocardiogram Compression Method Based on the Adaptive Wavelet Coefficients Quantization Combined to a Modified two-role Encoder. *IEEE Signal Processing Letters*, 14(6):373–376, 2007.
- [36] Manuel Blanco-Velasco, Fernando Cruz-Roldan, Juan Ignacio Godino-Llorente, e Kenneth E Barner. Wavelet Packets Feasibility Study for the Design of an ECG Compressor. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 54(4):766–769, 2007.
- [37] Vibha Aggarwal e Manjeet Singh Patterh. ECG Compression Using Slantlet and Lifting Wavelet Transform with and Without Normalisation. *International Journal of Electronics*, 100(5):626–636, 2013.
- [38] Marcelo Adrián Campitelli. Compressão de sinais ECG utilizando DWT com quantização não-linear e por sub-bandas. *Mestrado em Engenharia de Sistemas Eletrônicos e Automação*, page 88 p., 2015.

- [39] Xingyuan Wang e Juan Meng. A 2-D ECG compression algorithm based on Wavelet transform and vector quantization. *Digital Signal Processing*, 18(2):179–188, 2008.
- [40] Hideki Imai, Nobuyoshi Kiraura, e Yutaka Yoshida. An Efficient Encoding Method for Electrocardiography Using Spline Functions. *Systems and Computers in Japan*, 16(3):85–94, 1985.
- [41] Gil Nave e Arnon Cohen. ECG Compression Using Long-term Prediction. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 40(9):877–885, 1993.
- [42] Ali Bilgin, Michael W Marcellin, e Maria I Altbach. Compression of Electrocardiogram Signals Using JPEG2000. *IEEE Transactions on Consumer Electronics*, 49(4):833–840, 2003.
- [43] Shen-Chuan Tai, ChiaChun Sun, e Wen-Chien Yan. A 2-D ECG Compression Method Based on Wavelet Transform and Modified SPIHT. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 52(6):999–1008, 2005.
- [44] Hsiao-Hsuan Chou, Ying-Jui Chen, Yu-Chien Shiau, e Te-Son Kuo. An Effective and Efficient Compression Algorithm for ECG Signals with Irregular Periods. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 53(6):1198–1205, 2006.
- [45] Nuno M.M.; Silva Eduardo A.B.; Faria Sérgio M.M.; Silva Vitor M.M.; Carvalho Murilo B. Eddie Filho, B.L.; Rodrigues. ECG Signal Compression Based on DC Equalization and Complexity Sorting. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 55(7):1923–1926, 2008.
- [46] Young-Bok Joo, Gyu-Bong Lee, e Kil-Houm Park. 2D ECG Compression Using Optimal Sorting and Mean Normalization. In *2009 International Conference on Machine Learning and Computing IPCSIT*, volume 3, 2011.
- [47] M. Omair; Swamy M.N.S. Mukhopadhyay, Sourav Kumar; Ahmad. An ECG Compression Algorithm with Guaranteed Reconstruction Quality Based on Optimum Truncation of Singular Values and ASCII Character Encoding. *Biomedical Signal Processing and Control*, 44, 07 2018.
- [48] Jiapu Pan e Willis J Tompkins. A Real-time QRS Detection Algorithm. *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 32(3):230–236, 1985.
- [49] George B Moody e Roger G Mark. The Impact of the MIT-BIH Arrhythmia Database. *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine*, 20(3):45–50, 2001.
- [50] Hanwoo Lee e Kevin M Buckley. ECG Data Compression Using Cut and Align Beats Approach and 2-D Transforms. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 46(5):556–564, 1999.

7 APÊNDICE 1 - TABELAS COM DADOS BRUTOS DE CR , $PRD_{mean}(\%)$ E $PRD_{offset}(\%)$ PARA OS SINAIS 100, 117 E 119

O presente apêndice contém as tabelas obtidas de acordo com a variação do parâmetro de quantização (QP) estabelecido a cada chamada dos codificadores e os resultados em dados brutos (sem interpolação) das métricas de taxa e distorção obtidas para os sinais 100, 117 e 119. Esses sinais foram escolhidos pois são os mais comparados pelos trabalhos da literatura.

7.1 DADOS BRUTOS DAS MÉTRICAS DE TAXA E DISTORÇÃO PARA OS CODIFICADORES BIDIMENSIONAIS

Tabela 7.1. Resultados brutos do DAALA 2D de acordo com os QPs estabelecidos.

QP	Sinal 100			Sinal 117			Sinal 119		
	CR	$PRD(\%)$ <i>mean</i>	$PRD(\%)$ <i>offset</i>	CR	$PRD(\%)$ <i>mean</i>	$PRD(\%)$ <i>offset</i>	CR	$PRD(\%)$ <i>mean</i>	$PRD(\%)$ <i>offset</i>
61	61,173	16,170	7,963	84,996	16,632	4,531	63,136	10,620	5,618
60	59,409	15,560	7,663	81,651	16,321	4,446	61,922	10,349	5,475
59	59,409	15,560	7,663	81,651	16,321	4,446	61,922	10,349	5,475
58	59,409	15,560	7,663	81,338	16,213	4,416	61,831	10,353	5,477
57	59,409	15,560	7,663	81,338	16,213	4,416	61,357	10,325	5,462
56	59,409	15,562	7,663	81,338	16,213	4,416	61,345	10,327	5,464
55	59,409	15,562	7,663	81,338	16,213	4,416	61,256	10,327	5,464
54	59,409	15,562	7,663	81,338	16,213	4,416	61,193	10,302	5,450
53	56,053	14,898	7,336	77,030	15,886	4,327	59,283	9,912	5,244
52	56,053	14,898	7,336	77,030	15,886	4,327	59,283	9,912	5,244
51	56,053	14,898	7,336	77,030	15,886	4,327	59,283	9,912	5,244
50	56,053	14,898	7,336	76,831	15,767	4,295	59,188	9,912	5,244
49	55,811	14,908	7,341	76,831	15,767	4,295	59,473	9,965	5,272
48	54,478	14,635	7,207	69,182	15,534	4,232	56,458	9,454	5,001
47	54,478	14,635	7,207	69,021	15,365	4,185	56,372	9,439	4,994

Tabela 7.1. Resultados brutos do DAALA 2D de acordo com os QPs estabelecidos (continuação).

QP	Sinal 100			Sinal 117			Sinal 119		
	<i>CR</i>	<i>PRD</i> (%) <i>mean</i>	<i>PRD</i> (%) <i>offset</i>	<i>CR</i>	<i>PRD</i> (%) <i>mean</i>	<i>PRD</i> (%) <i>offset</i>	<i>CR</i>	<i>PRD</i> (%) <i>mean</i>	<i>PRD</i> (%) <i>offset</i>
46	54,468	14,636	7,207	69,005	15,362	4,185	56,372	9,439	4,994
45	54,468	14,636	7,207	67,977	15,124	4,120	56,372	9,439	4,994
44	54,239	14,538	7,159	67,253	14,962	4,076	56,276	9,432	4,990
43	52,087	14,294	7,039	62,639	14,439	3,933	53,405	9,091	4,810
42	52,087	14,294	7,039	62,639	14,439	3,933	53,405	9,091	4,810
41	52,087	14,294	7,039	62,639	14,303	3,896	53,328	9,080	4,803
40	52,060	14,249	7,017	61,971	14,157	3,856	53,589	9,066	4,796
39	51,941	14,253	7,019	61,971	14,157	3,856	53,395	9,061	4,794
38	48,862	13,674	6,734	57,626	13,477	3,671	51,520	8,719	4,613
37	48,862	13,674	6,734	56,485	12,987	3,538	51,502	8,714	4,610
36	49,104	13,674	6,734	56,853	12,907	3,516	51,502	8,714	4,610
35	48,870	13,586	6,690	55,858	12,769	3,478	51,502	8,712	4,609
34	45,491	12,961	6,382	55,586	11,053	3,011	48,318	8,425	4,457
33	45,491	12,961	6,382	56,016	10,568	2,879	48,804	8,422	4,455
32	45,491	12,961	6,382	56,016	10,568	2,879	48,564	8,371	4,429
31	42,942	12,585	6,197	51,044	10,259	2,794	45,752	8,053	4,260
30	42,887	12,536	6,173	51,531	10,000	2,724	45,752	8,053	4,260
29	42,567	12,497	6,154	51,531	10,000	2,724	46,043	8,006	4,235
28	42,788	12,542	6,176	52,074	9,998	2,724	45,879	8,004	4,234
27	39,596	12,094	5,956	48,192	9,556	2,603	42,921	7,783	4,117
26	39,312	11,948	5,883	48,192	9,556	2,603	43,052	7,769	4,110
25	39,271	11,722	5,772	48,192	9,556	2,603	42,779	7,601	4,021
24	36,314	11,288	5,559	45,046	9,207	2,508	40,963	7,248	3,835
23	36,199	11,153	5,492	45,156	9,176	2,500	40,952	7,251	3,836
22	33,187	10,395	5,119	40,178	8,490	2,313	37,528	7,033	3,721
21	33,102	10,352	5,098	40,474	8,399	2,288	37,362	6,959	3,681
20	30,486	9,880	4,865	35,983	7,983	2,175	34,536	6,774	3,584
19	30,433	9,812	4,832	35,983	7,983	2,175	34,316	6,661	3,524
18	30,568	9,568	4,712	35,983	7,983	2,175	33,845	6,501	3,439
17	27,809	9,211	4,536	32,606	7,509	2,046	31,735	6,215	3,288
16	25,750	8,831	4,349	30,126	6,983	1,902	29,960	5,893	3,118
15	25,678	8,688	4,278	30,234	6,982	1,902	29,843	5,814	3,076
14	23,150	8,282	4,078	27,858	6,592	1,796	27,705	5,494	2,906
13	23,096	8,198	4,037	27,858	6,592	1,796	27,702	5,493	2,906
12	20,110	7,762	3,822	25,526	6,180	1,683	25,765	5,230	2,767
11	18,254	7,397	3,643	23,612	5,870	1,599	24,062	4,996	2,643
10	16,867	7,016	3,455	21,828	5,544	1,510	21,972	4,690	2,481
9	15,664	6,721	3,310	20,347	5,241	1,428	19,812	4,426	2,342
8	14,546	6,418	3,161	18,680	4,936	1,344	18,125	4,232	2,239
7	13,519	6,166	3,036	17,147	4,664	1,271	16,420	4,097	2,168
6	12,612	5,962	2,936	15,890	4,426	1,206	14,951	3,912	2,069
5	10,899	5,560	2,738	13,435	3,966	1,080	12,609	3,643	1,927
4	9,394	5,242	2,581	11,059	3,595	0,979	10,771	3,446	1,823
3	6,983	4,770	2,349	8,642	3,154	0,859	8,473	3,207	1,697
2	4,834	3,992	1,966	7,376	2,929	0,798	6,938	3,104	1,642
1	3,082	3,405	1,677	3,704	2,004	0,546	4,220	2,946	1,559

Tabela 7.2. Resultados brutos do AV1 2D de acordo com os QPs estabelecidos.

QP	Sinal 100			Sinal 117			Sinal 119		
	<i>CR</i>	<i>PRD(%)</i> <i>mean</i>	<i>PRD(%)</i> <i>offset</i>	<i>CR</i>	<i>PRD(%)</i> <i>mean</i>	<i>PRD(%)</i> <i>offset</i>	<i>CR</i>	<i>PRD(%)</i> <i>mean</i>	<i>PRD(%)</i> <i>offset</i>
61	72,029	16,168	7,962	100,346	13,208	3,598	78,930	11,190	5,920
60	71,097	15,729	7,746	98,514	12,607	3,434	77,913	10,959	5,798
59	69,191	15,138	7,454	94,860	12,055	3,284	76,623	10,483	5,546
58	68,362	14,850	7,313	92,581	11,553	3,147	75,510	10,234	5,414
57	67,216	14,429	7,105	90,713	11,316	3,082	74,560	10,064	5,324
56	65,006	13,916	6,853	90,824	11,165	3,041	73,306	9,756	5,161
55	63,887	13,628	6,711	88,574	10,878	2,963	72,145	9,538	5,046
54	62,225	13,122	6,462	86,407	10,488	2,857	71,021	9,367	4,956
53	61,160	12,841	6,323	81,674	9,993	2,722	69,997	9,164	4,848
52	59,433	12,490	6,151	80,631	9,752	2,656	68,731	8,832	4,672
51	58,392	12,196	6,006	77,818	9,518	2,593	67,295	8,650	4,576
50	57,133	11,809	5,815	75,636	9,195	2,505	65,422	8,268	4,374
49	55,821	11,459	5,643	73,738	9,004	2,453	64,807	8,195	4,335
48	54,559	11,233	5,531	71,344	8,770	2,389	63,406	7,981	4,222
47	53,056	10,976	5,405	69,849	8,583	2,338	62,247	7,748	4,099
46	51,814	10,628	5,234	67,314	8,382	2,283	61,155	7,575	4,007
45	50,261	10,308	5,076	64,156	8,052	2,193	58,905	7,295	3,860
44	48,574	10,089	4,968	62,023	7,840	2,136	57,566	7,110	3,762
43	48,266	9,966	4,908	60,444	7,715	2,101	56,805	6,988	3,697
42	46,063	9,648	4,751	56,897	7,405	2,017	54,626	6,685	3,537
41	44,494	9,379	4,619	54,989	7,212	1,965	53,299	6,498	3,438
40	43,174	9,223	4,542	53,080	7,048	1,920	52,228	6,364	3,367
39	41,947	8,972	4,418	51,309	6,873	1,872	50,735	6,174	3,266
38	40,377	8,768	4,318	48,571	6,650	1,811	48,620	5,986	3,167
37	39,167	8,530	4,200	46,661	6,445	1,756	47,490	5,860	3,100
36	37,432	8,349	4,111	44,379	6,285	1,712	46,022	5,680	3,005
35	35,591	8,087	3,982	42,334	6,123	1,668	44,038	5,543	2,933
34	34,232	7,918	3,899	39,930	5,895	1,606	42,260	5,366	2,839
33	32,733	7,746	3,815	38,256	5,769	1,571	41,444	5,271	2,789
32	31,171	7,551	3,718	35,931	5,559	1,514	39,669	5,131	2,714
31	29,560	7,335	3,612	34,438	5,402	1,471	38,309	4,978	2,634
30	28,310	7,171	3,531	32,653	5,263	1,434	37,287	4,895	2,590
29	27,289	7,054	3,474	31,515	5,151	1,403	36,119	4,804	2,542
28	25,732	6,875	3,385	29,791	4,993	1,360	34,304	4,681	2,476
27	24,403	6,702	3,300	28,555	4,878	1,329	33,023	4,585	2,426
26	22,976	6,545	3,223	26,864	4,742	1,292	31,862	4,497	2,379
25	21,737	6,406	3,154	25,898	4,640	1,264	30,639	4,415	2,336
24	20,066	6,208	3,057	24,184	4,490	1,223	29,004	4,307	2,279
23	19,087	6,067	2,988	23,145	4,382	1,194	27,877	4,209	2,227
22	18,668	6,008	2,959	22,718	4,335	1,181	27,365	4,184	2,213

Tabela 7.2. Resultados brutos do AV1 2D de acordo com os QPs estabelecidos (continuação).

QP	Sinal 100			Sinal 117			Sinal 119		
	<i>CR</i>	<i>PRD</i> (%) <i>mean</i>	<i>PRD</i> (%) <i>offset</i>	<i>CR</i>	<i>PRD</i> (%) <i>mean</i>	<i>PRD</i> (%) <i>offset</i>	<i>CR</i>	<i>PRD</i> (%) <i>mean</i>	<i>PRD</i> (%) <i>offset</i>
21	17,570	5,872	2,891	21,520	4,240	1,155	26,383	4,127	2,183
20	16,769	5,743	2,828	20,783	4,166	1,135	25,364	4,066	2,151
19	16,131	5,636	2,776	19,935	4,067	1,108	24,538	4,005	2,119
18	15,204	5,507	2,712	19,091	3,992	1,087	23,423	3,934	2,081
17	14,318	5,376	2,647	18,044	3,885	1,058	22,208	3,867	2,046
16	13,847	5,286	2,603	17,437	3,820	1,041	21,642	3,847	2,035
15	13,247	5,188	2,555	16,819	3,756	1,023	20,943	3,772	1,996
14	12,435	5,048	2,486	15,848	3,660	0,997	19,823	3,712	1,964
13	11,632	4,925	2,425	14,892	3,578	0,975	18,781	3,638	1,924
12	11,105	4,824	2,375	14,005	3,478	0,947	18,008	3,598	1,903
11	10,371	4,691	2,310	12,843	3,364	0,916	16,881	3,531	1,868
10	9,450	4,530	2,231	11,738	3,259	0,888	15,779	3,461	1,831
9	8,510	4,358	2,146	9,579	2,995	0,816	14,353	3,403	1,800
8	7,444	4,162	2,049	7,997	2,751	0,749	12,320	3,309	1,751
7	7,019	4,077	2,008	7,304	2,631	0,717	11,366	3,282	1,736
6	6,158	3,924	1,932	6,105	2,395	0,652	10,238	3,208	1,697
5	5,061	3,749	1,846	5,072	2,149	0,585	8,502	3,111	1,646
4	4,360	3,606	1,776	4,551	1,994	0,543	7,248	3,055	1,616
3	3,525	3,377	1,663	3,854	1,748	0,476	4,965	2,904	1,537
2	2,949	3,192	1,572	3,342	1,543	0,420	3,474	2,757	1,458
1	2,843	3,144	1,548	3,141	1,428	0,389	3,128	2,721	1,440

Tabela 7.3. Resultados brutos do HEVC 2D de acordo com os QPs estabelecidos.

QP	Sinal 100			Sinal 117			Sinal 119		
	<i>CR</i>	<i>PRD(%)</i> <i>mean</i>	<i>PRD(%)</i> <i>offset</i>	<i>CR</i>	<i>PRD(%)</i> <i>mean</i>	<i>PRD(%)</i> <i>offset</i>	<i>CR</i>	<i>PRD(%)</i> <i>mean</i>	<i>PRD(%)</i> <i>offset</i>
51	151,973	27,603	13,593	149,458	28,221	7,687	149,837	19,565	10,350
50	150,738	25,570	12,591	149,383	27,827	7,580	148,040	19,103	10,106
49	148,326	24,587	12,108	147,746	26,484	7,214	147,671	18,553	9,815
48	145,991	23,621	11,632	144,017	24,852	6,770	144,784	17,805	9,419
47	144,850	22,795	11,225	142,838	23,967	6,529	143,730	16,882	8,931
46	142,691	22,549	11,104	139,612	23,004	6,266	142,008	15,942	8,434
45	140,130	21,583	10,628	136,028	22,288	6,071	139,599	15,405	8,150
44	137,787	20,781	10,233	132,564	21,139	5,758	136,512	14,621	7,735
43	133,749	20,156	9,926	127,112	19,770	5,385	134,163	14,261	7,544
42	129,037	19,252	9,480	122,798	18,394	5,011	131,658	13,481	7,132
41	125,278	18,610	9,164	116,118	16,872	4,596	128,797	13,020	6,888
40	120,397	17,808	8,769	115,486	15,546	4,235	123,792	12,566	6,648
39	113,533	16,772	8,259	108,160	14,385	3,919	119,933	11,836	6,261
38	108,152	16,092	7,924	107,300	13,425	3,657	115,446	11,363	6,012
37	100,666	15,074	7,423	99,259	12,534	3,414	110,371	10,852	5,741
36	94,449	14,168	6,977	96,704	11,691	3,185	105,423	10,176	5,384
35	88,268	13,414	6,605	91,289	10,929	2,977	100,659	9,736	5,151
34	81,480	12,622	6,216	84,672	10,187	2,775	94,224	9,139	4,835
33	75,354	11,803	5,812	80,143	9,477	2,582	89,230	8,693	4,599
32	69,429	11,123	5,477	74,998	8,896	2,423	83,005	8,178	4,326
31	64,285	10,383	5,113	68,112	8,353	2,275	76,313	7,624	4,033
30	58,736	9,795	4,824	62,318	7,855	2,140	70,217	7,134	3,774
29	53,321	9,258	4,559	55,015	7,291	1,986	64,825	6,638	3,512
28	48,644	8,766	4,317	48,743	6,817	1,857	59,788	6,214	3,288
27	44,540	8,300	4,087	43,314	6,376	1,737	54,821	5,783	3,059
26	40,966	7,951	3,915	38,709	5,988	1,631	50,972	5,476	2,897
25	36,772	7,575	3,730	34,155	5,586	1,522	46,779	5,160	2,730
24	33,190	7,207	3,549	30,110	5,228	1,424	42,725	4,863	2,573
23	29,433	6,881	3,388	26,525	4,872	1,327	39,182	4,641	2,455
22	25,512	6,526	3,213	23,550	4,539	1,237	36,019	4,426	2,342
21	22,167	6,177	3,042	21,227	4,258	1,160	32,527	4,225	2,235
20	19,138	5,823	2,867	19,369	4,013	1,093	29,519	4,050	2,143
19	16,682	5,486	2,702	17,556	3,760	1,024	26,243	3,875	2,050
18	14,622	5,182	2,552	16,163	3,574	0,974	23,216	3,702	1,959
17	13,036	4,911	2,418	15,013	3,424	0,933	20,601	3,553	1,880
16	11,691	4,679	2,304	13,763	3,265	0,889	18,388	3,407	1,802
15	10,518	4,455	2,194	12,523	3,126	0,852	16,694	3,309	1,750
14	9,606	4,287	2,111	11,197	2,969	0,809	15,189	3,202	1,694
13	8,802	4,125	2,031	9,793	2,772	0,755	13,931	3,117	1,649
12	8,033	3,983	1,961	8,554	2,583	0,704	12,887	3,044	1,610
11	7,286	3,858	1,900	7,429	2,376	0,647	11,960	2,989	1,581
10	6,486	3,715	1,830	6,501	2,170	0,591	11,076	2,941	1,556
9	5,798	3,588	1,767	5,732	1,965	0,535	10,259	2,897	1,533
8	5,232	3,470	1,709	5,191	1,804	0,492	9,475	2,859	1,512
7	4,643	3,354	1,652	4,507	1,606	0,438	8,579	2,818	1,491
6	4,297	3,272	1,611	4,193	1,481	0,403	7,688	2,783	1,472
5	3,963	3,214	1,583	3,853	1,383	0,377	6,840	2,745	1,452
4	3,662	3,154	1,553	3,557	1,284	0,350	6,126	2,714	1,436
3	3,292	3,098	1,526	3,294	1,214	0,331	5,400	2,679	1,417
2	3,177	3,068	1,511	3,171	1,171	0,319	4,949	2,653	1,403
1	2,941	3,031	1,493	2,962	1,113	0,303	4,449	2,624	1,388

7.2 DADOS BRUTOS DAS MÉTRICAS DE TAXA E DISTORÇÃO PARA OS CODIFICADORES TRIDIMENSIONAIS

Tabela 7.4. Resultados brutos do AV1 3D de acordo com os QPs estabelecidos.

QP	Sinal 100			Sinal 117			Sinal 119		
	<i>CR</i>	<i>PRD</i> (%) <i>mean</i>	<i>PRD</i> (%) <i>offset</i>	<i>CR</i>	<i>PRD</i> (%) <i>mean</i>	<i>PRD</i> (%) <i>offset</i>	<i>CR</i>	<i>PRD</i> (%) <i>mean</i>	<i>PRD</i> (%) <i>offset</i>
61	72,611	20,097	9,896	99,472	19,563	5,329	77,790	15,570	8,237
60	71,149	19,489	9,597	97,318	19,251	5,244	76,524	14,735	7,795
59	69,727	18,902	9,308	94,408	17,983	4,899	76,564	14,441	7,640
58	68,821	18,399	9,060	91,979	18,007	4,905	75,184	13,709	7,253
57	67,939	17,969	8,849	90,107	16,945	4,616	74,598	13,681	7,238
56	67,429	17,684	8,708	89,536	16,579	4,516	73,233	13,094	6,927
55	66,582	17,233	8,486	87,117	16,078	4,380	72,321	12,729	6,734
54	64,921	16,441	8,096	85,094	15,057	4,102	72,110	12,511	6,619
53	64,038	16,199	7,977	84,464	14,822	4,037	71,243	12,140	6,422
52	63,382	15,775	7,768	82,814	14,179	3,862	69,505	11,868	6,279
51	62,277	15,586	7,675	80,917	13,772	3,751	69,067	11,481	6,074
50	61,414	15,209	7,490	78,810	12,966	3,532	68,303	11,389	6,025
49	60,083	14,852	7,314	78,477	12,952	3,528	67,617	11,302	5,979
48	59,373	14,570	7,175	76,239	12,214	3,327	66,779	10,952	5,794
47	58,266	14,224	7,005	74,032	11,720	3,192	65,640	10,634	5,626
46	57,144	13,899	6,844	73,373	11,330	3,086	64,764	10,428	5,517
45	56,159	13,710	6,751	70,833	11,010	2,999	63,271	10,051	5,317
44	55,157	13,370	6,584	69,133	10,620	2,893	62,064	9,869	5,221
43	53,371	12,831	6,318	68,086	10,426	2,840	61,130	9,564	5,060
42	52,142	12,615	6,212	66,291	10,245	2,791	59,665	9,188	4,861
41	50,561	12,192	6,004	64,364	10,068	2,742	58,835	8,865	4,690
40	49,647	11,911	5,865	62,166	9,728	2,650	57,078	8,693	4,599
39	47,776	11,485	5,656	59,582	9,375	2,554	56,127	8,470	4,481
38	46,701	11,268	5,549	57,050	8,920	2,430	54,798	8,291	4,386
37	45,442	10,871	5,353	56,101	8,876	2,418	53,482	8,047	4,257
36	43,967	10,671	5,255	52,479	8,298	2,260	51,862	7,821	4,137
35	42,548	10,358	5,101	50,886	8,117	2,211	50,347	7,564	4,001
34	41,076	10,013	4,931	48,674	7,866	2,143	48,812	7,272	3,847
33	39,633	9,759	4,806	47,173	7,800	2,125	47,765	7,124	3,769
32	39,059	9,711	4,782	45,684	7,501	2,043	46,280	7,014	3,710
31	37,381	9,465	4,661	43,648	7,270	1,980	44,090	6,719	3,555
30	35,421	9,193	4,527	41,354	7,168	1,952	43,102	6,533	3,456
29	34,551	8,995	4,429	39,870	6,960	1,896	42,146	6,317	3,342
28	33,224	8,794	4,331	38,286	6,785	1,848	40,598	6,191	3,275
27	31,823	8,583	4,227	36,550	6,622	1,804	39,447	6,078	3,215
26	30,524	8,424	4,148	34,875	6,458	1,759	38,191	5,879	3,110
25	29,268	8,232	4,054	32,710	6,278	1,710	36,385	5,691	3,011
24	27,801	8,000	3,939	31,070	6,061	1,651	35,491	5,616	2,971
23	26,862	7,881	3,881	29,845	5,933	1,616	34,181	5,416	2,865
22	25,846	7,756	3,820	28,558	5,821	1,586	33,141	5,281	2,794

Tabela 7.4. Resultados brutos do AV1 3D de acordo com os QPs estabelecidos (continuação).

QP	Sinal 100			Sinal 117			Sinal 119		
	<i>CR</i>	<i>PRD</i> (%) <i>mean</i>	<i>PRD</i> (%) <i>offset</i>	<i>CR</i>	<i>PRD</i> (%) <i>mean</i>	<i>PRD</i> (%) <i>offset</i>	<i>CR</i>	<i>PRD</i> (%) <i>mean</i>	<i>PRD</i> (%) <i>offset</i>
21	25,169	7,637	3,761	27,643	5,715	1,557	32,695	5,241	2,773
20	23,975	7,530	3,708	26,746	5,667	1,544	31,543	5,141	2,720
19	23,272	7,377	3,633	25,443	5,483	1,494	30,715	5,053	2,673
18	22,442	7,253	3,572	24,443	5,356	1,459	29,915	4,937	2,612
17	21,482	7,131	3,512	23,332	5,193	1,415	29,044	4,846	2,563
16	20,456	7,006	3,450	21,969	5,089	1,386	27,653	4,729	2,502
15	19,608	6,851	3,374	21,115	4,920	1,340	26,680	4,653	2,462
14	18,307	6,664	3,282	19,748	4,793	1,306	25,445	4,534	2,399
13	17,171	6,519	3,210	18,421	4,633	1,262	24,341	4,447	2,353
12	16,160	6,329	3,117	17,390	4,505	1,227	23,223	4,350	2,301
11	15,066	6,158	3,032	16,077	4,321	1,177	21,948	4,241	2,243
10	13,665	5,935	2,922	14,676	4,122	1,123	20,293	4,123	2,181
9	12,550	5,736	2,825	13,486	3,947	1,075	19,065	4,016	2,125
8	11,196	5,457	2,687	12,191	3,737	1,018	17,218	3,888	2,057
7	10,096	5,216	2,569	11,054	3,561	0,970	15,727	3,772	1,996
6	8,856	4,905	2,415	9,881	3,359	0,915	13,970	3,610	1,910
5	7,590	4,653	2,291	8,532	3,153	0,859	11,930	3,487	1,845
4	6,579	4,353	2,143	7,397	2,904	0,791	10,409	3,345	1,770
3	5,727	4,110	2,024	6,236	2,588	0,705	8,905	3,211	1,699
2	4,619	3,776	1,859	4,899	2,130	0,580	6,884	3,045	1,611
1	3,633	3,429	1,689	3,878	1,668	0,454	5,184	2,871	1,519

Tabela 7.5. Resultados brutos do HEVC 3D de acordo com os QPs estabelecidos.

QP	Sinal 100			Sinal 117			Sinal 119		
	<i>CR</i>	<i>PRD(%) mean</i>	<i>PRD(%) offset</i>	<i>CR</i>	<i>PRD(%) mean</i>	<i>PRD(%) offset</i>	<i>CR</i>	<i>PRD(%) mean</i>	<i>PRD(%) offset</i>
51	116,830	26,457	13,028	143,469	28,463	7,753	124,103	20,054	10,609
50	116,463	26,832	13,213	143,399	28,574	7,784	123,174	19,572	10,354
49	116,784	26,401	13,001	142,504	28,421	7,742	123,895	19,368	10,247
48	115,691	26,613	13,105	141,417	28,304	7,710	122,715	19,407	10,267
47	115,242	26,149	12,877	140,480	28,210	7,684	122,411	19,415	10,271
46	114,751	25,942	12,775	139,358	28,163	7,672	122,108	19,268	10,193
45	114,177	25,970	12,789	138,254	27,949	7,613	121,110	19,109	10,109
44	113,435	25,822	12,716	136,223	27,565	7,509	120,420	18,917	10,008
43	112,788	25,364	12,490	133,948	27,314	7,440	119,305	19,028	10,066
42	112,233	24,847	12,236	131,689	27,144	7,394	117,460	18,068	9,559
41	110,232	23,451	11,548	128,718	26,091	7,107	115,582	17,046	9,018
40	108,578	23,049	11,350	121,298	24,168	6,583	113,587	16,566	8,764
39	106,512	22,284	10,974	116,443	23,074	6,285	111,283	15,939	8,432
38	104,856	21,795	10,733	114,511	21,774	5,931	107,644	14,889	7,877
37	101,519	21,003	10,343	108,800	20,686	5,635	104,863	14,382	7,609
36	98,225	20,062	9,879	103,560	19,463	5,302	101,486	13,842	7,323
35	95,660	19,435	9,571	99,497	18,433	5,021	99,543	13,311	7,042
34	91,079	18,521	9,120	92,487	17,303	4,713	97,255	12,842	6,794
33	87,765	17,943	8,836	87,265	15,971	4,351	91,915	12,102	6,402
32	82,701	16,806	8,276	82,646	14,624	3,984	88,299	11,317	5,987
31	77,820	15,959	7,859	76,371	13,517	3,682	84,160	10,767	5,696
30	73,575	15,048	7,410	70,425	12,638	3,443	79,316	10,136	5,362
29	69,377	14,216	7,001	66,720	11,910	3,244	75,132	9,672	5,117
28	64,547	13,539	6,667	63,317	11,099	3,023	71,128	9,209	4,872
27	59,943	12,701	6,254	59,281	10,286	2,802	66,933	8,591	4,545
26	52,787	11,146	5,489	53,976	9,067	2,470	60,782	7,760	4,106
25	48,642	10,513	5,177	50,102	8,531	2,324	57,313	7,372	3,900
24	44,848	9,945	4,897	46,396	8,040	2,190	53,149	6,996	3,701
23	40,623	9,333	4,596	41,784	7,483	2,038	49,408	6,566	3,473
22	35,428	8,507	4,189	36,428	6,720	1,831	43,160	5,862	3,101
21	32,066	8,010	3,944	32,659	6,292	1,714	40,214	5,470	2,894
20	29,287	7,636	3,760	29,403	5,897	1,606	36,852	5,140	2,719
19	25,503	7,120	3,506	24,994	5,264	1,434	33,272	4,713	2,493
18	22,799	6,753	3,325	21,939	4,887	1,331	30,675	4,491	2,376
17	20,378	6,439	3,171	19,672	4,548	1,239	28,296	4,319	2,285
16	17,965	6,101	3,004	17,764	4,242	1,156	25,978	4,113	2,176
15	15,894	5,789	2,850	15,882	3,973	1,082	23,802	3,965	2,098
14	14,042	5,457	2,687	14,367	3,728	1,016	21,674	3,802	2,011
13	12,396	5,143	2,532	13,056	3,514	0,957	19,607	3,658	1,935
12	11,012	4,868	2,397	11,898	3,334	0,908	17,754	3,512	1,858
11	9,897	4,617	2,273	10,903	3,173	0,864	16,098	3,385	1,791
10	8,901	4,404	2,169	9,804	3,014	0,821	14,568	3,273	1,732
9	8,160	4,223	2,079	8,942	2,860	0,779	13,252	3,181	1,683
8	7,503	4,075	2,007	8,054	2,695	0,734	12,132	3,099	1,639
7	6,873	3,929	1,935	7,189	2,510	0,684	11,128	3,025	1,600
6	6,237	3,805	1,874	6,409	2,326	0,634	10,255	2,961	1,566
5	5,725	3,687	1,816	5,761	2,136	0,582	9,475	2,917	1,543
4	5,175	3,562	1,754	5,163	1,949	0,531	8,712	2,875	1,521
3	4,665	3,456	1,702	4,668	1,779	0,484	8,006	2,832	1,498
2	4,276	3,355	1,652	4,262	1,628	0,444	7,407	2,804	1,484
1	3,925	3,270	1,610	3,902	1,486	0,405	6,690	2,770	1,465

8 APÊNDICE 2 - CURVAS DE $CR \times PRD_{offset}(\%)$ PARA OS CODIFICADORES BIDIMENSIONAIS

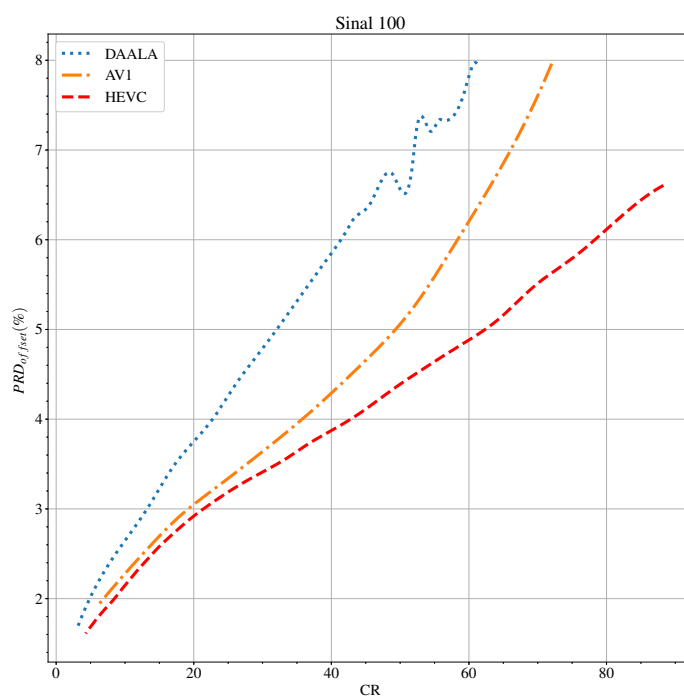


Figura 8.1. Curvas de $CR \times PRD_{offset}(\%)$ dos codecs 2D para o Sinal 100.

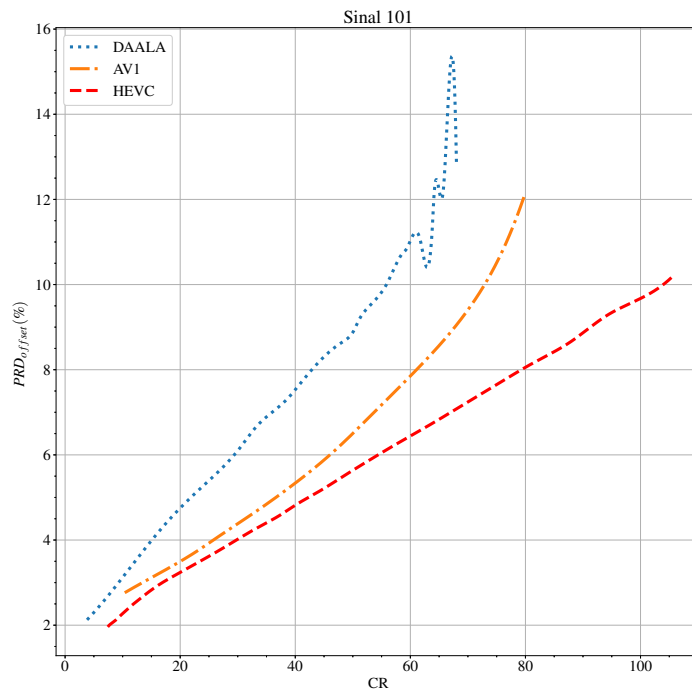


Figura 8.2. Curvas de $CR \times PRD_{offset}(\%)$ dos *codecs* 2D para o Sinal 101.

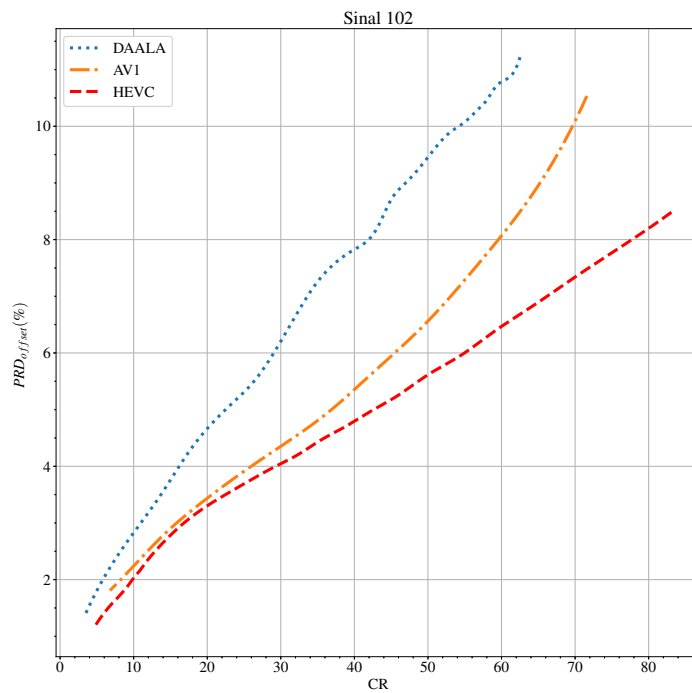


Figura 8.3. Curvas de $CR \times PRD_{offset}(\%)$ dos *codecs* 2D para o Sinal 102.

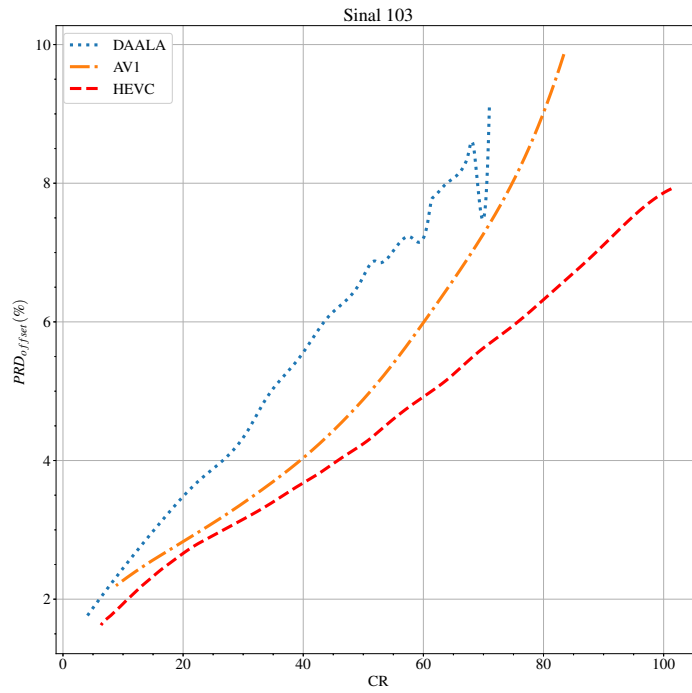


Figura 8.4. Curvas de $CR \times PRD_{offset}(\%)$ dos *codecs* 2D para o Sinal 103.

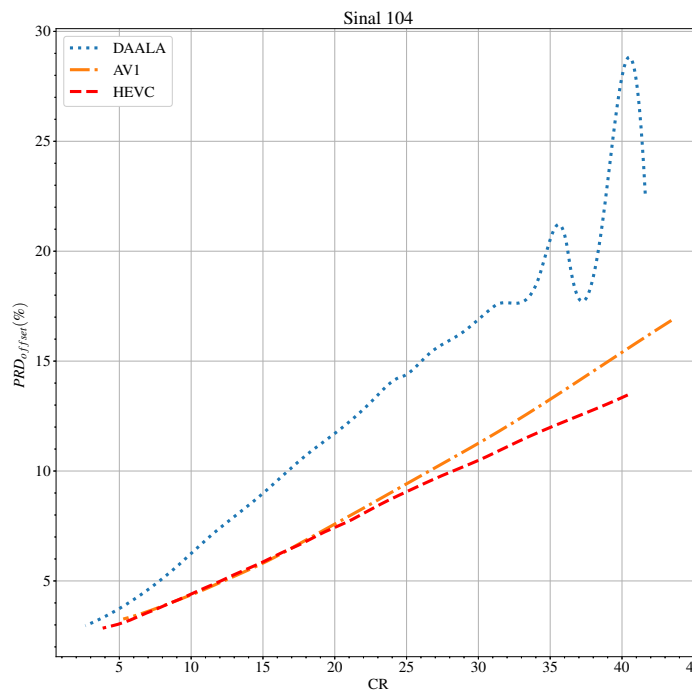


Figura 8.5. Curvas de $CR \times PRD_{offset}(\%)$ dos *codecs* 2D para o Sinal 104.

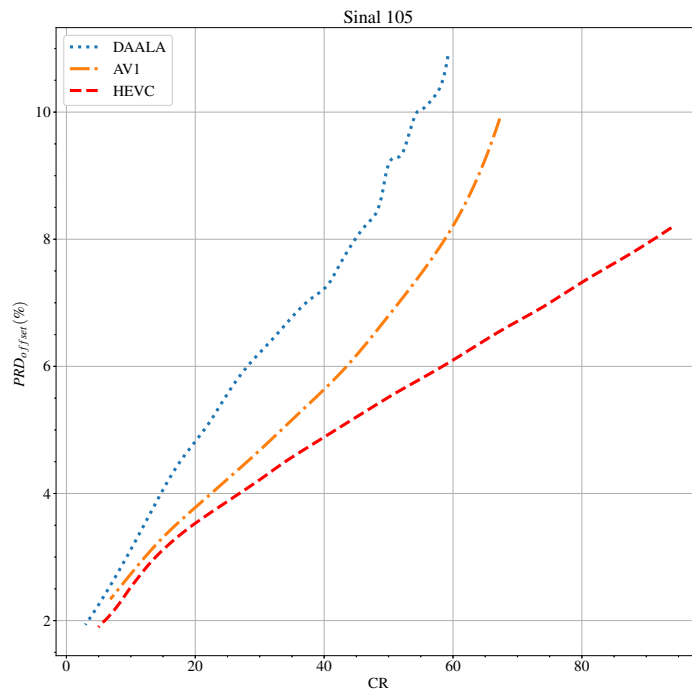


Figura 8.6. Curvas de $CR \times PRD_{offset}(\%)$ dos *codecs* 2D para o Sinal 105.

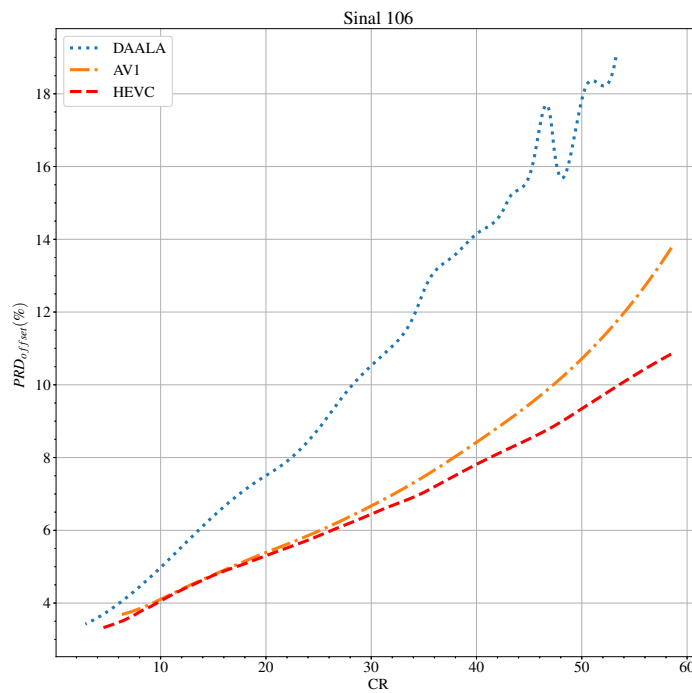


Figura 8.7. Curvas de $CR \times PRD_{offset}(\%)$ dos *codecs* 2D para o Sinal 106.

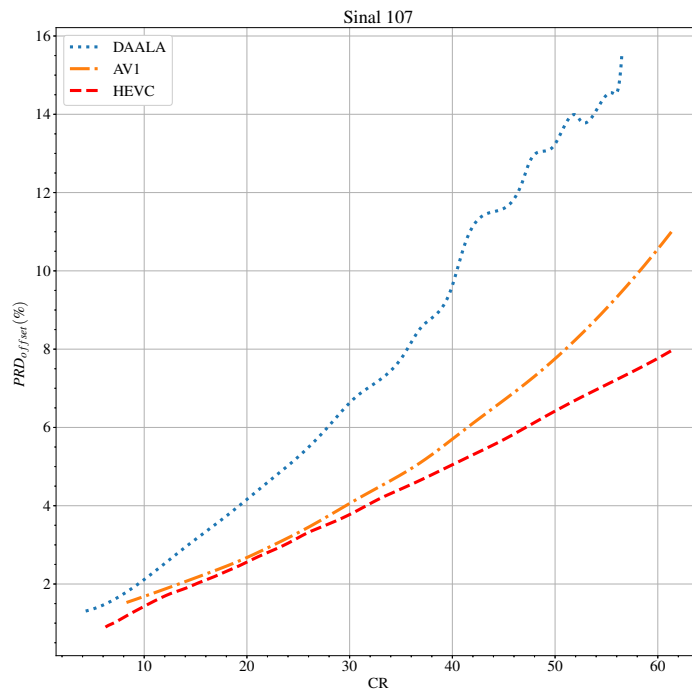


Figura 8.8. Curvas de $CR \times PRD_{offset}(\%)$ dos *codecs* 2D para o Sinal 107.

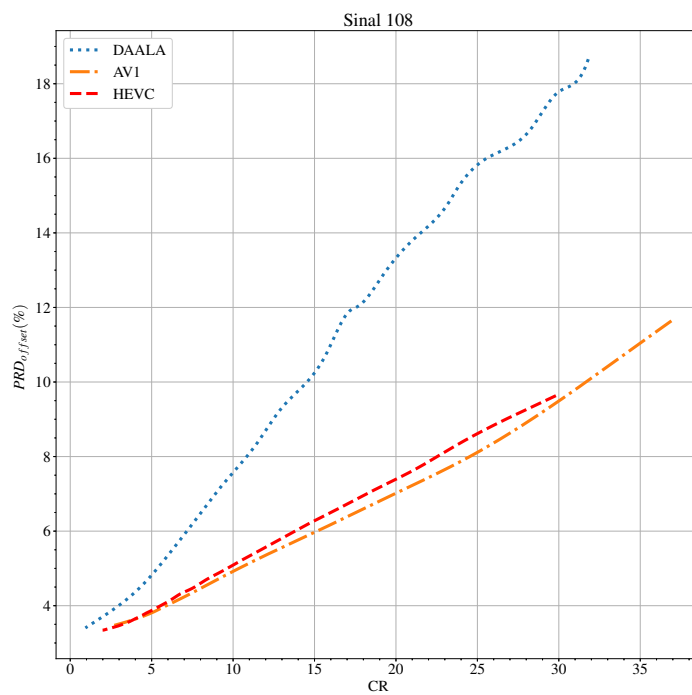


Figura 8.9. Curvas de $CR \times PRD_{offset}(\%)$ dos *codecs* 2D para o Sinal 108.

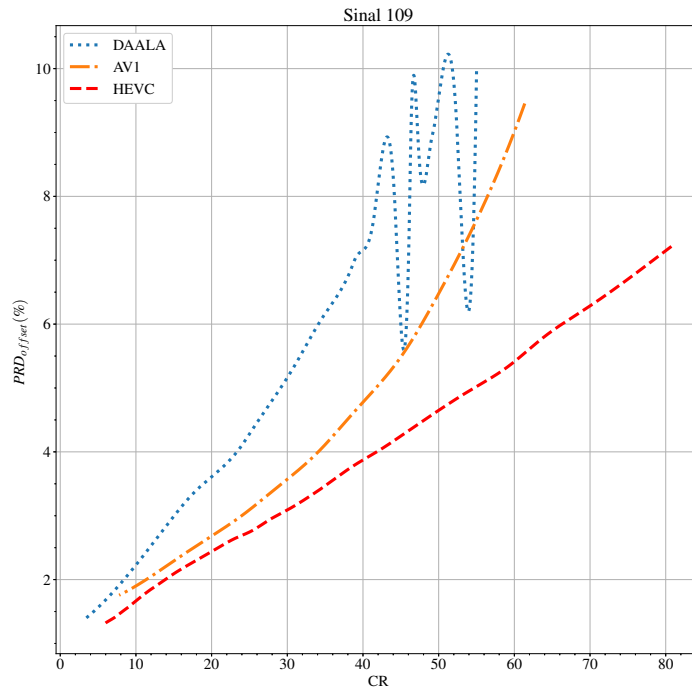


Figura 8.10. Curvas de $CR \times PRD_{offset}(\%)$ dos *codecs* 2D para o Sinal 109.

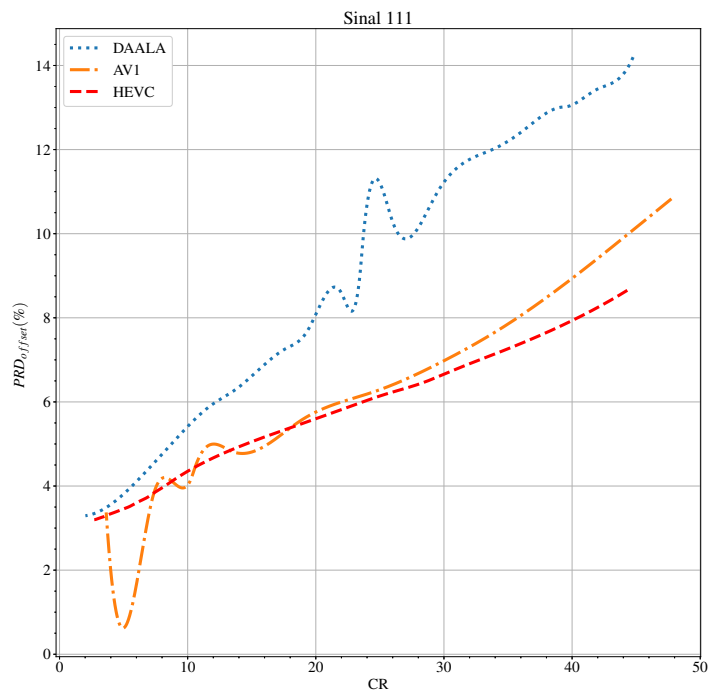


Figura 8.11. Curvas de $CR \times PRD_{offset}(\%)$ dos *codecs* 2D para o Sinal 111.

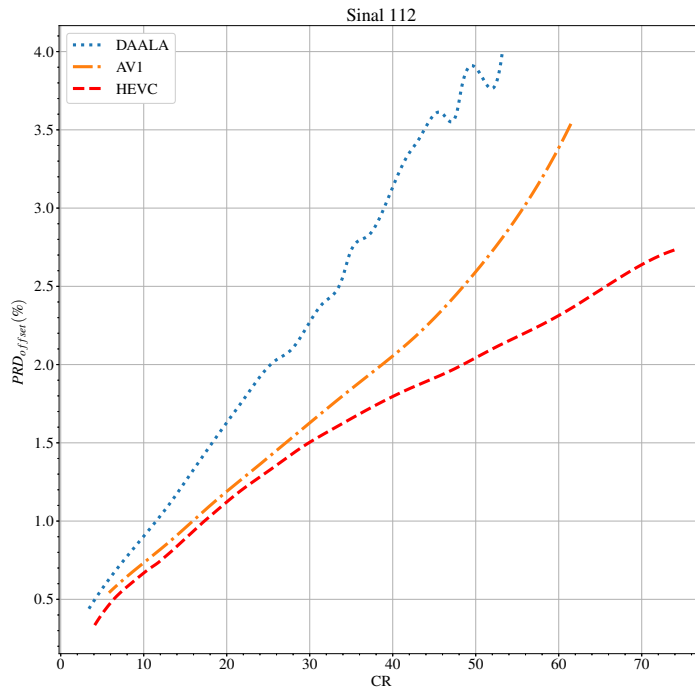


Figura 8.12. Curvas de $CR \times PRD_{offset}(\%)$ dos *codecs* 2D para o Sinal 112.

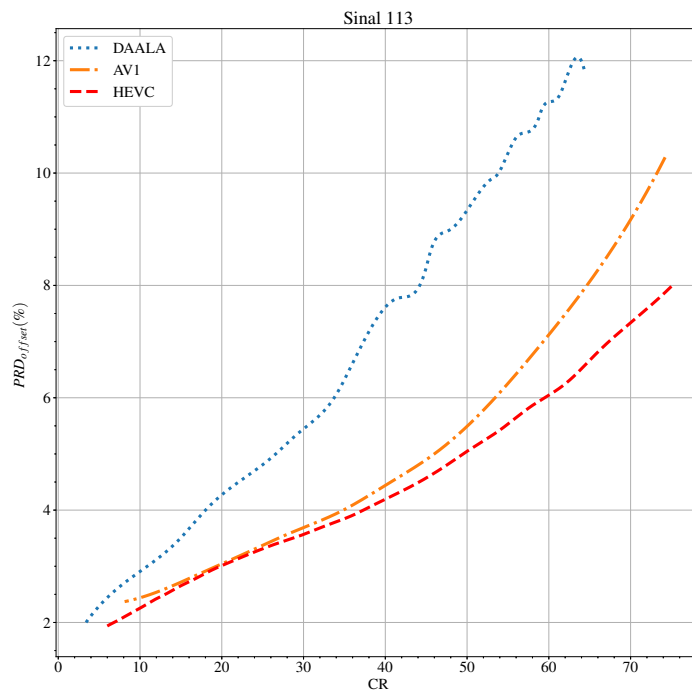


Figura 8.13. Curvas de $CR \times PRD_{offset}(\%)$ dos *codecs* 2D para o Sinal 113.

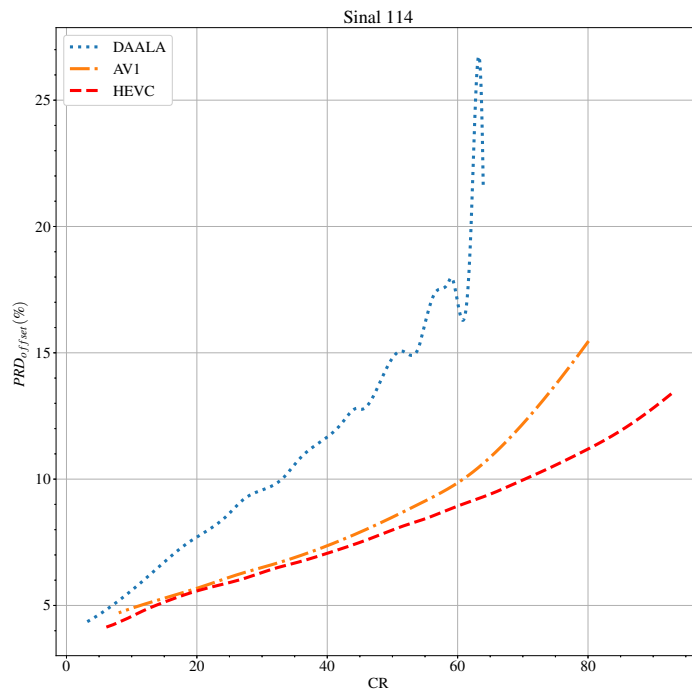


Figura 8.14. Curvas de $CR \times PRD_{offset}(\%)$ dos *codecs* 2D para o Sinal 114.

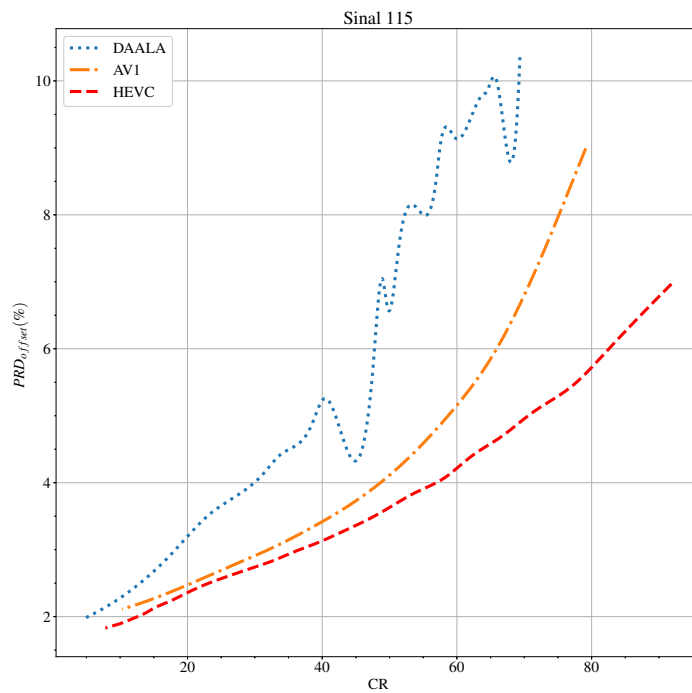


Figura 8.15. Curvas de $CR \times PRD_{offset}(\%)$ dos *codecs* 2D para o Sinal 115.

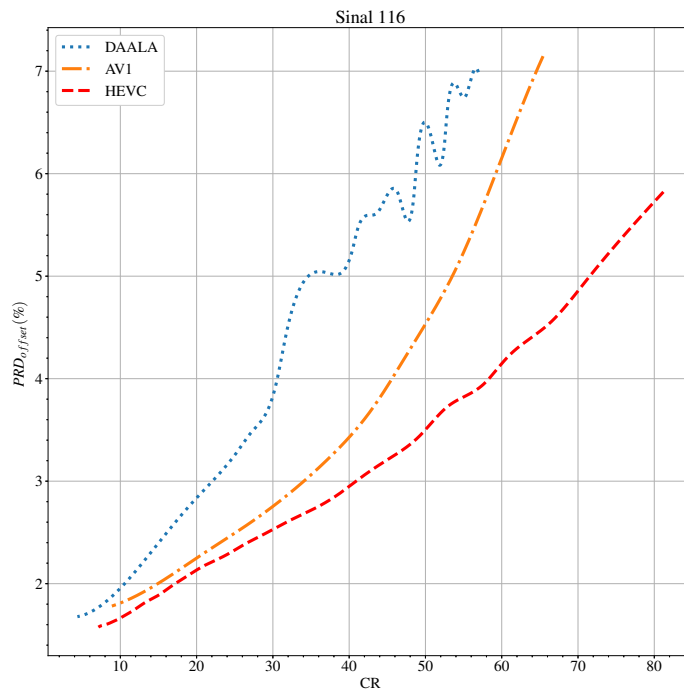


Figura 8.16. Curvas de $CR \times PRD_{offset}(\%)$ dos *codecs* 2D para o Sinal 116.

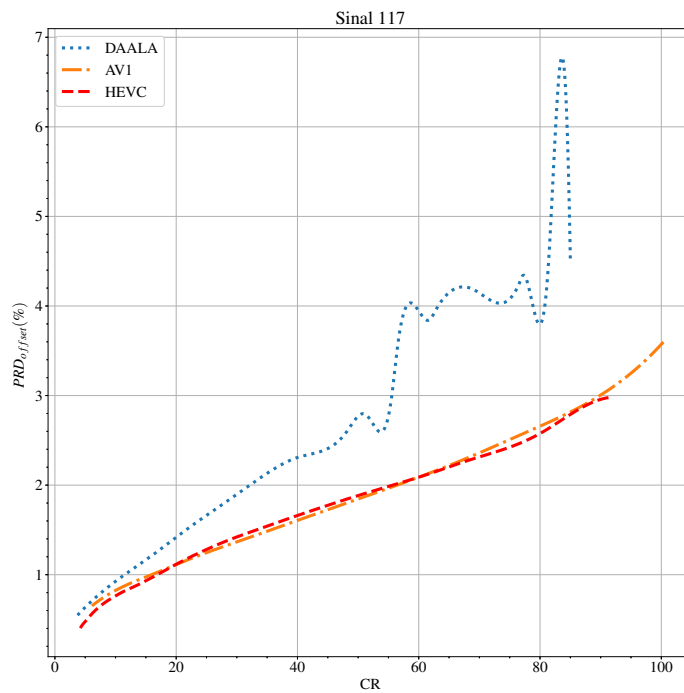


Figura 8.17. Curvas de $CR \times PRD_{offset}(\%)$ dos *codecs* 2D para o Sinal 117.

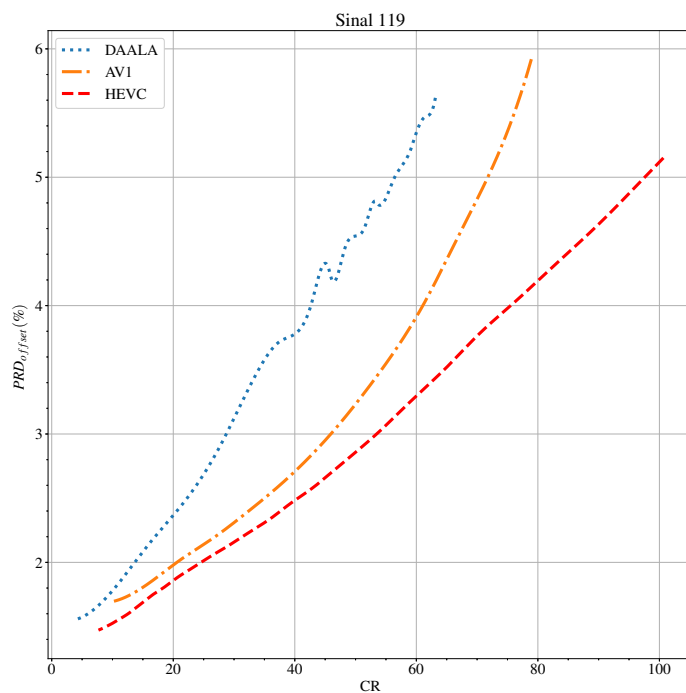


Figura 8.18. Curvas de $CR \times PRD_{offset}(\%)$ dos codecs 2D para o Sinal 119.

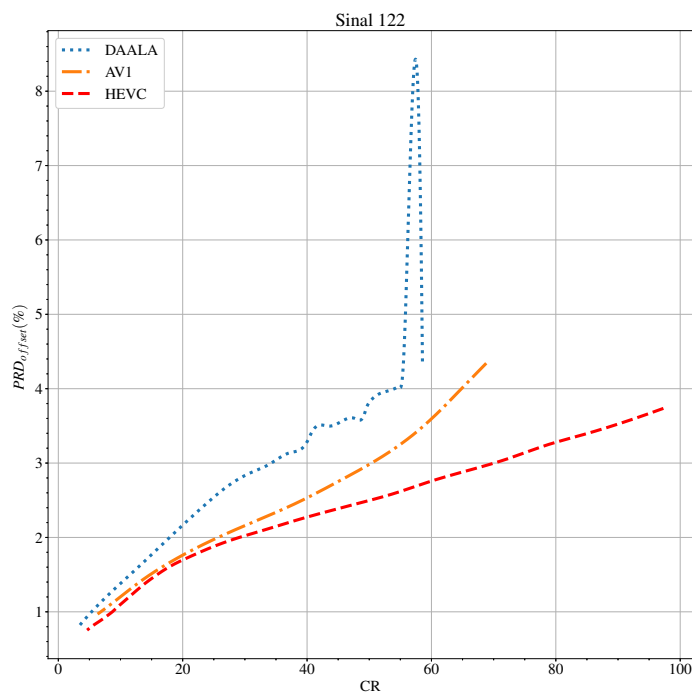


Figura 8.19. Curvas de $CR \times PRD_{offset}(\%)$ dos codecs 2D para o Sinal 122.

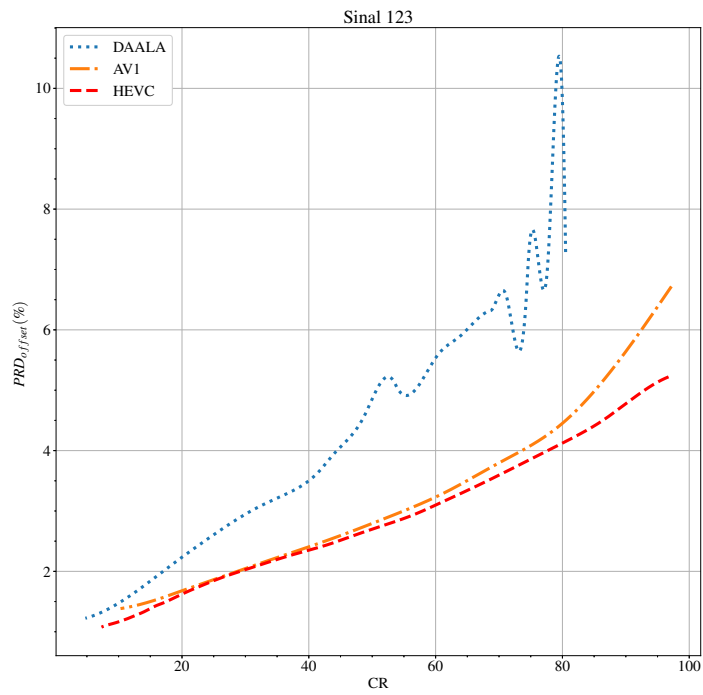


Figura 8.20. Curvas de $CR \times PRD_{offset}(\%)$ dos *codecs* 2D para o Sinal 123.

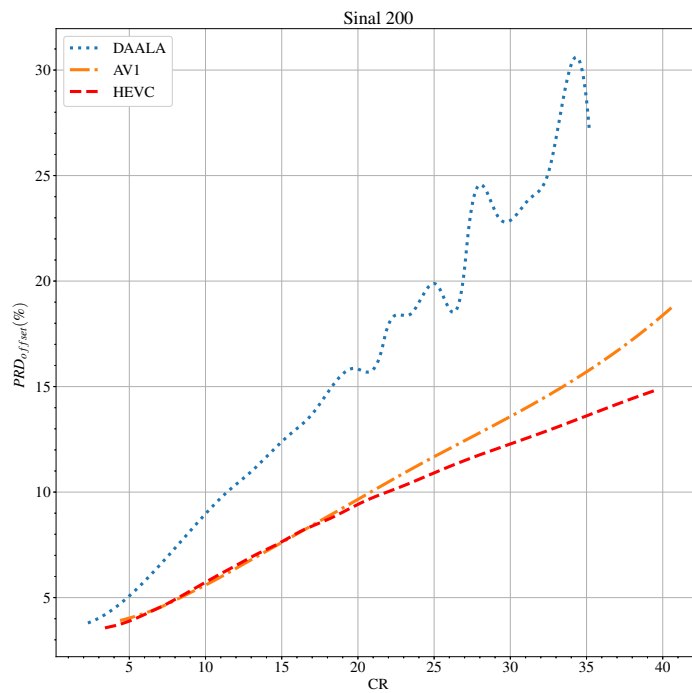


Figura 8.21. Curvas de $CR \times PRD_{offset}(\%)$ dos *codecs* 2D para o Sinal 200.

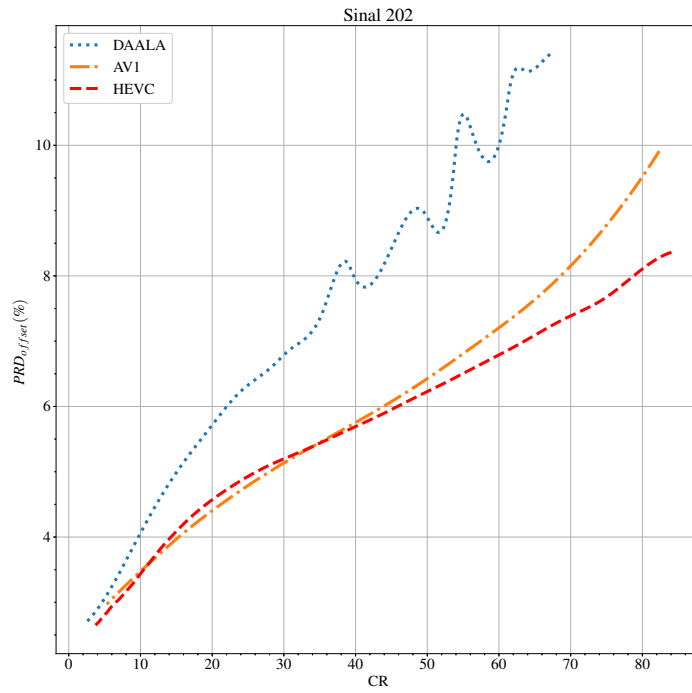


Figura 8.22. Curvas de $CR \times PRD_{offset}(\%)$ dos *codecs* 2D para o Sinal 202.

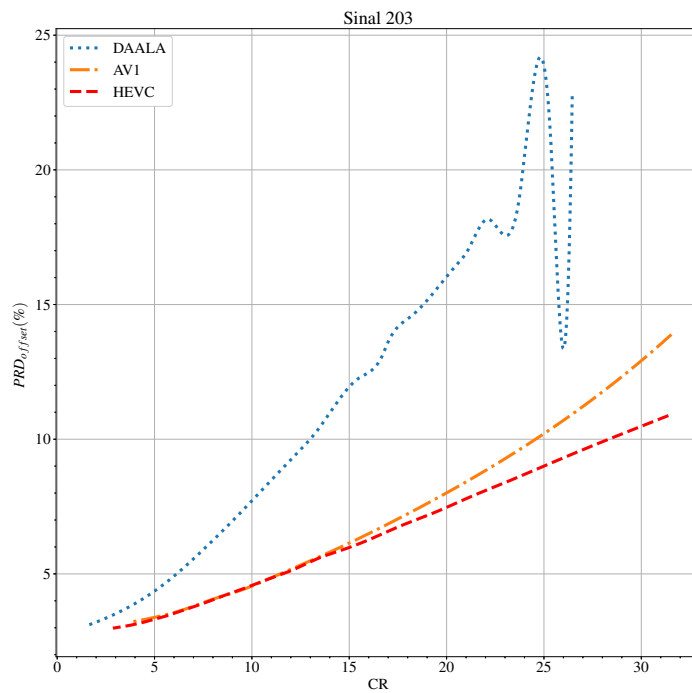


Figura 8.23. Curvas de $CR \times PRD_{offset}(\%)$ dos *codecs* 2D para o Sinal 203.

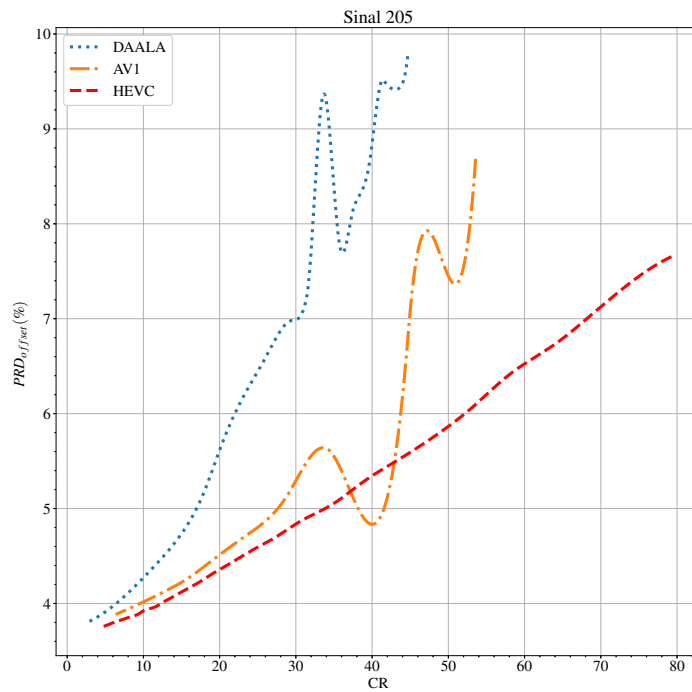


Figura 8.24. Curvas de $CR \times PRD_{offset}(\%)$ dos *codecs* 2D para o Sinal 205.

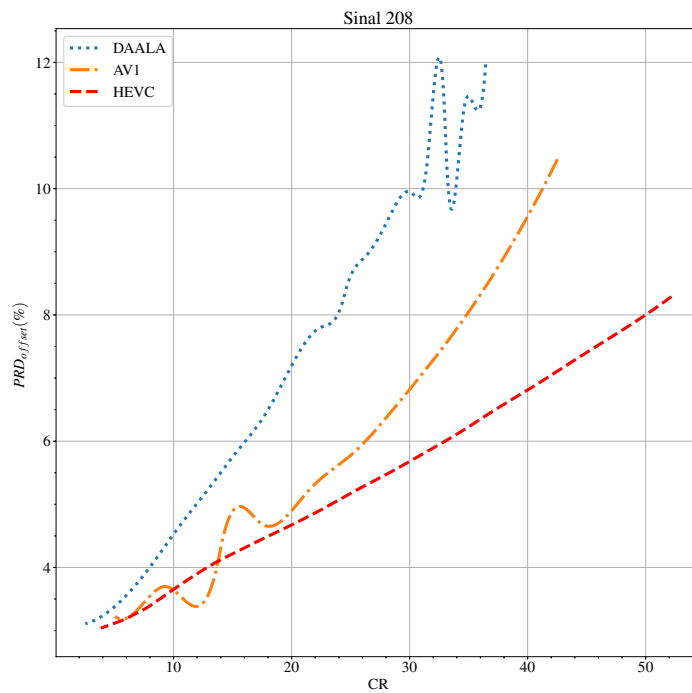


Figura 8.25. Curvas de $CR \times PRD_{offset}(\%)$ dos *codecs* 2D para o Sinal 208.

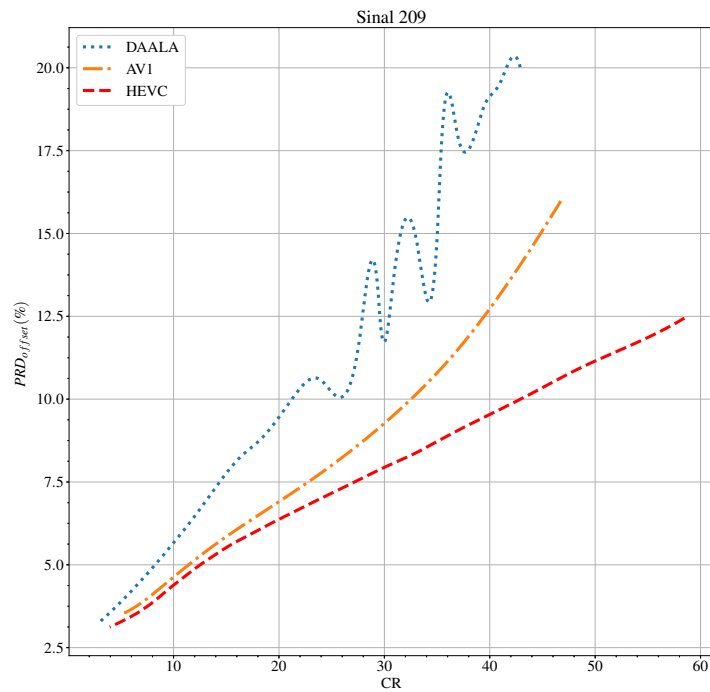


Figura 8.26. Curvas de $CR \times PRD_{offset}(\%)$ dos *codecs* 2D para o Sinal 209.

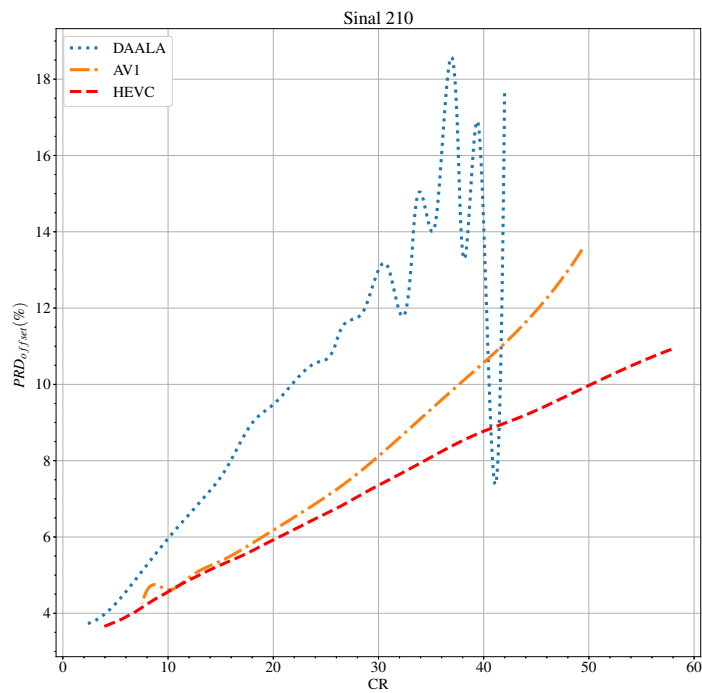


Figura 8.27. Curvas de $CR \times PRD_{offset}(\%)$ dos *codecs* 2D para o Sinal 210.

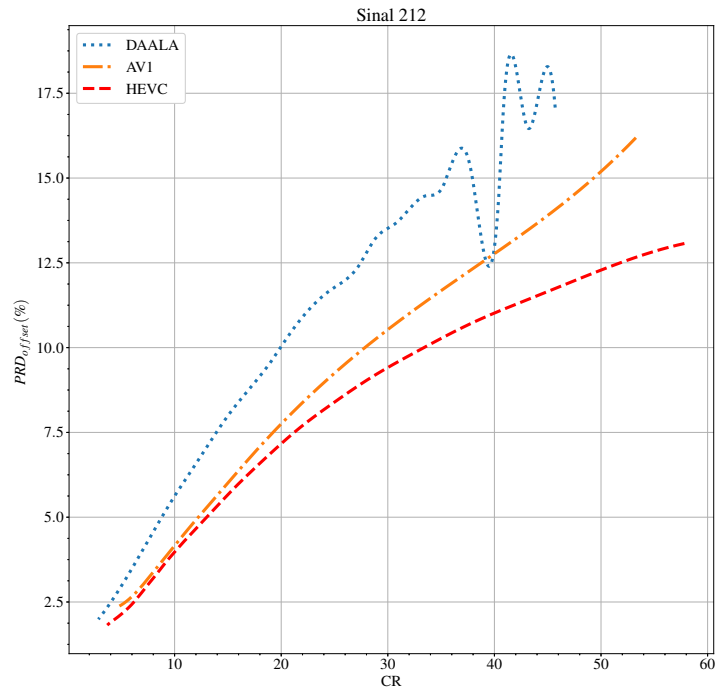


Figura 8.28. Curvas de $CR \times PRD_{offset}(\%)$ dos *codecs* 2D para o Sinal 212.

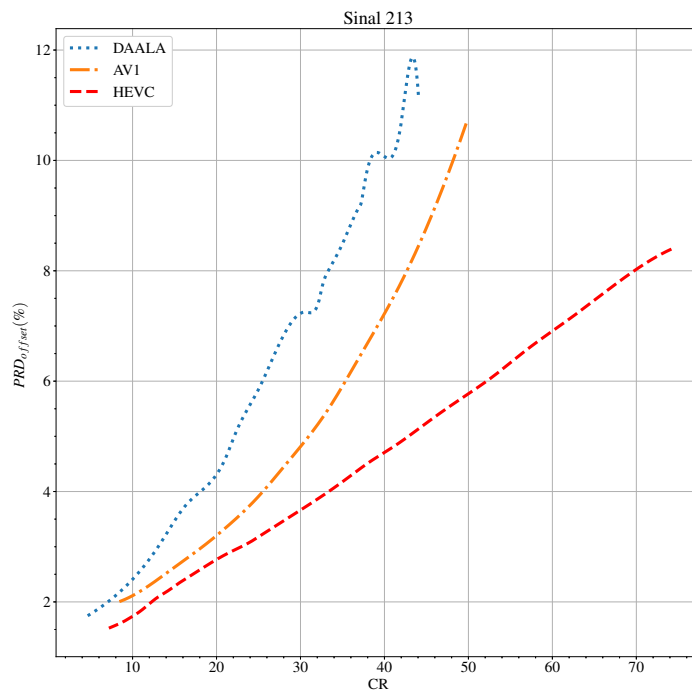


Figura 8.29. Curvas de $CR \times PRD_{offset}(\%)$ dos *codecs* 2D para o Sinal 213.

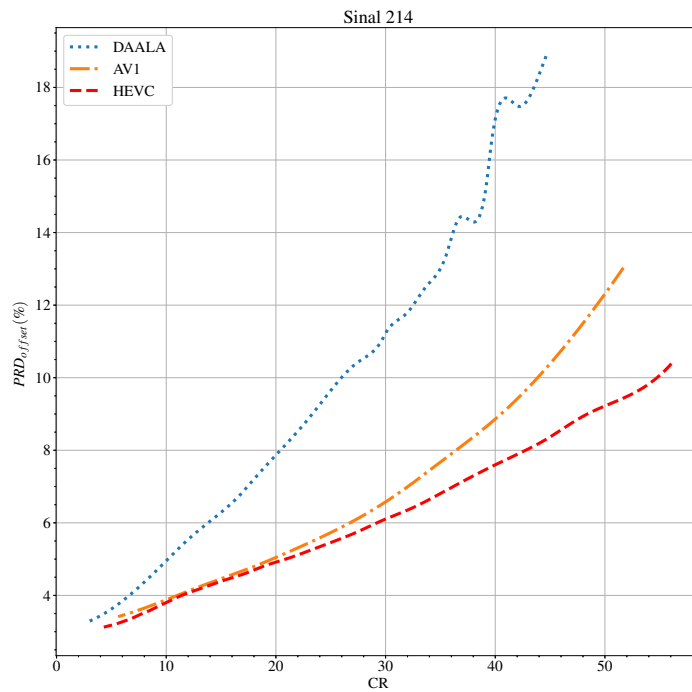


Figura 8.30. Curvas de $CR \times PRD_{offset}(\%)$ dos *codecs* 2D para o Sinal 214.

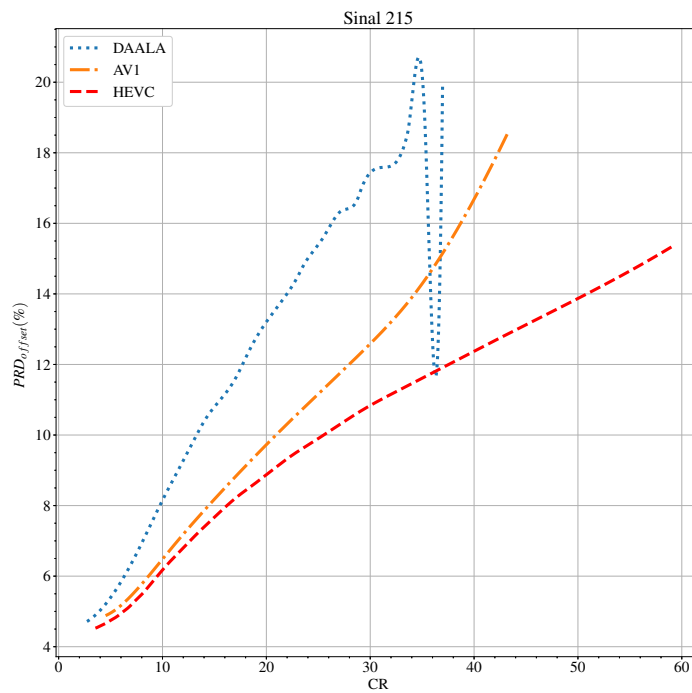


Figura 8.31. Curvas de $CR \times PRD_{offset}(\%)$ dos *codecs* 2D para o Sinal 215.

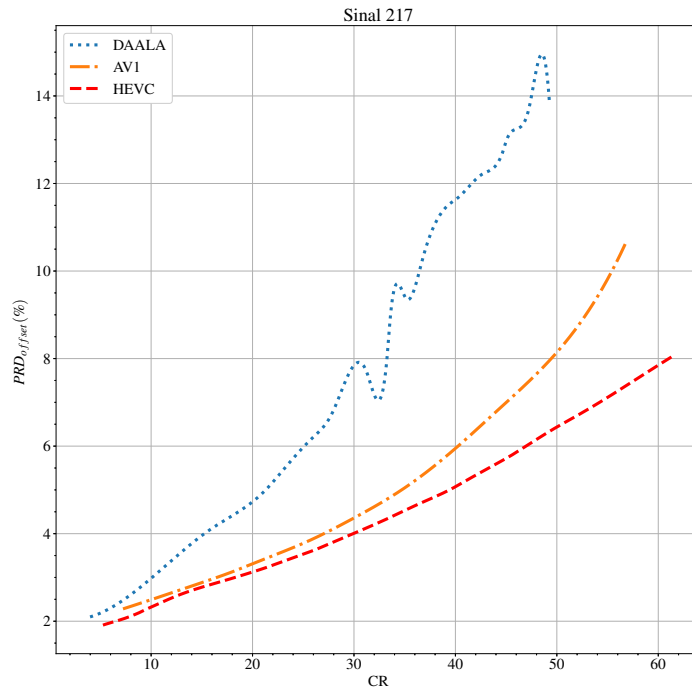


Figura 8.32. Curvas de $CR \times PRD_{offset}(\%)$ dos *codecs* 2D para o Sinal 217.

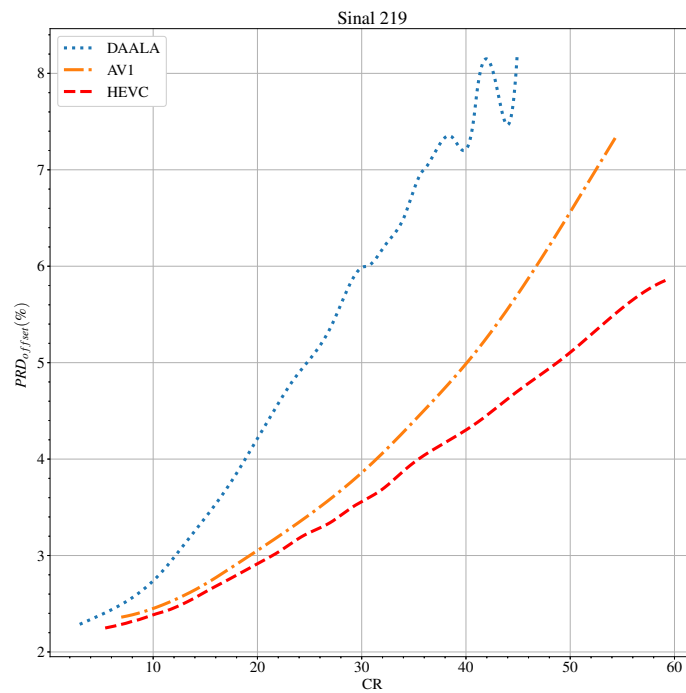


Figura 8.33. Curvas de $CR \times PRD_{offset}(\%)$ dos *codecs* 2D para o Sinal 219.

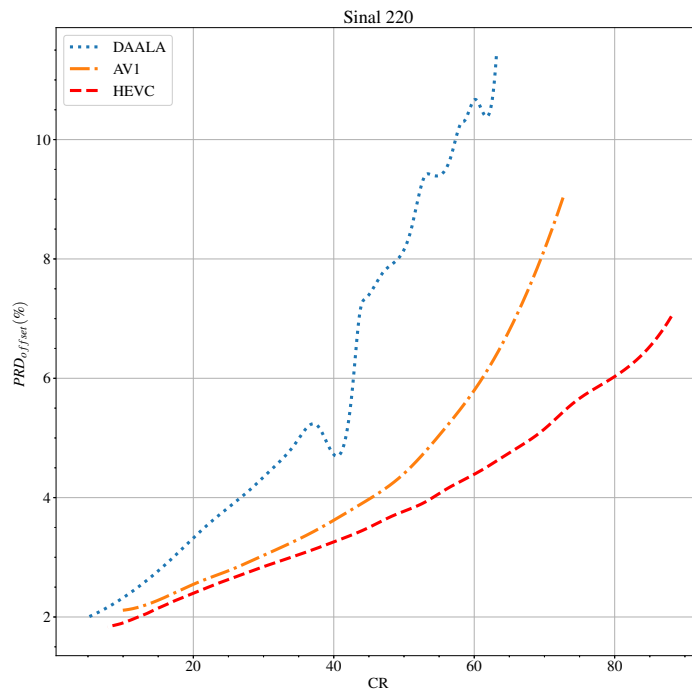


Figura 8.34. Curvas de $CR \times PRD_{offset}(\%)$ dos *codecs* 2D para o Sinal 220.

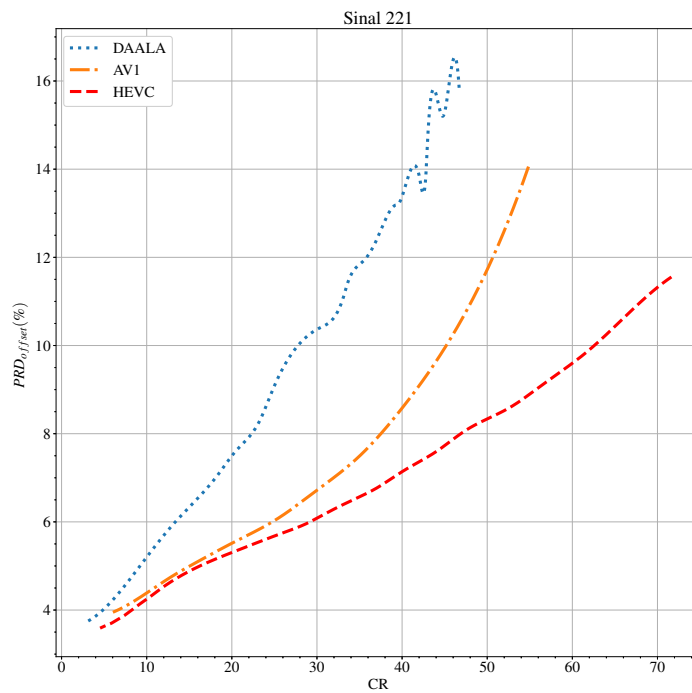


Figura 8.35. Curvas de $CR \times PRD_{offset}(\%)$ dos *codecs* 2D para o Sinal 221.

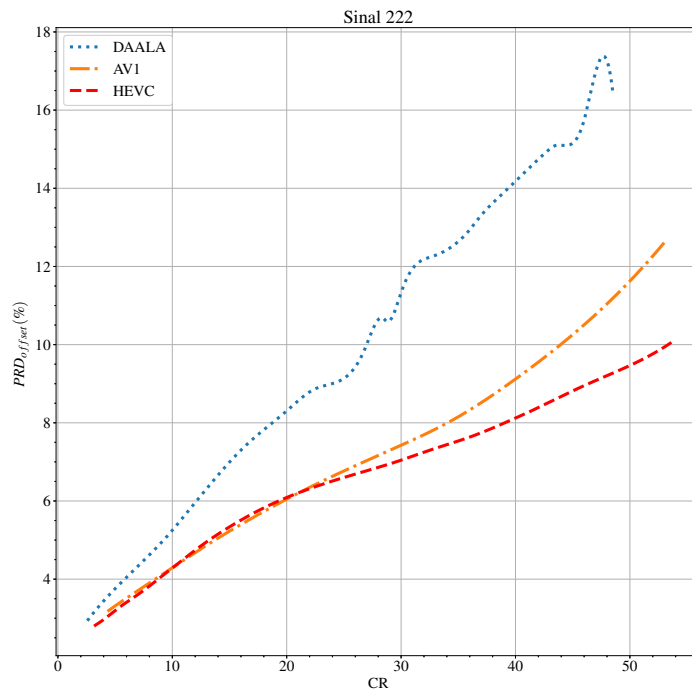


Figura 8.36. Curvas de $CR \times PRD_{offset}(\%)$ dos *codecs* 2D para o Sinal 222.

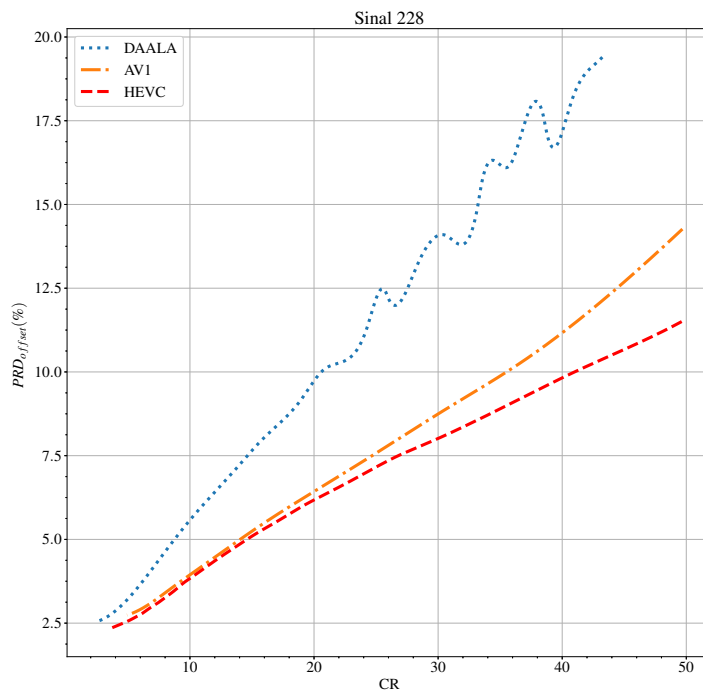


Figura 8.37. Curvas de $CR \times PRD_{offset}(\%)$ dos *codecs* 2D para o Sinal 228.

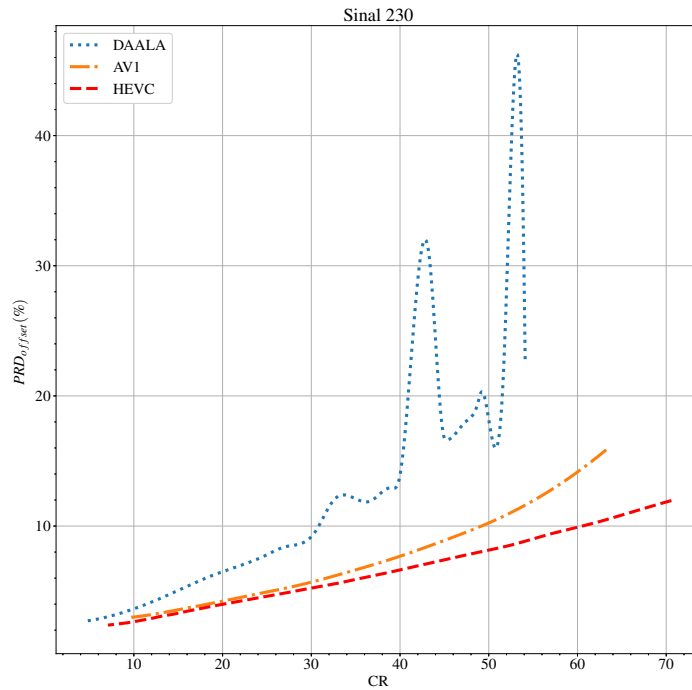


Figura 8.38. Curvas de $CR \times PRD_{offset}(\%)$ dos *codecs* 2D para o Sinal 230.

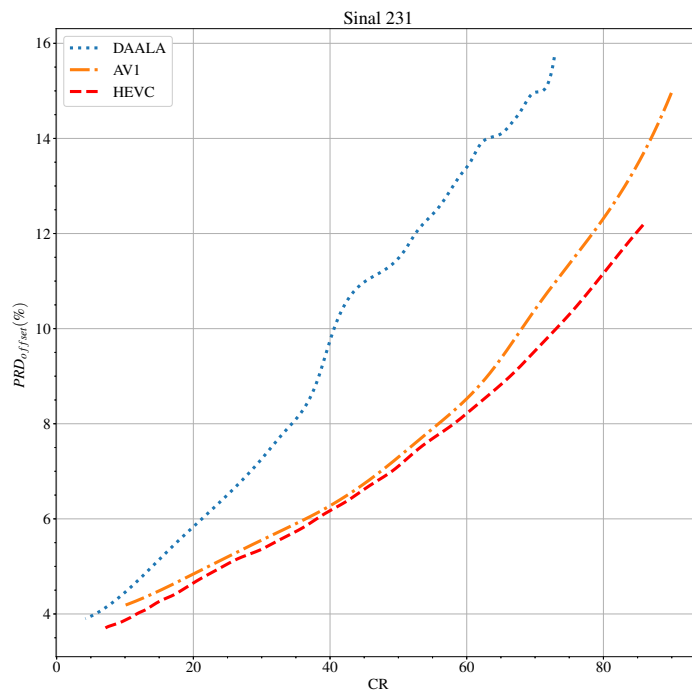


Figura 8.39. Curvas de $CR \times PRD_{offset}(\%)$ dos *codecs* 2D para o Sinal 231.

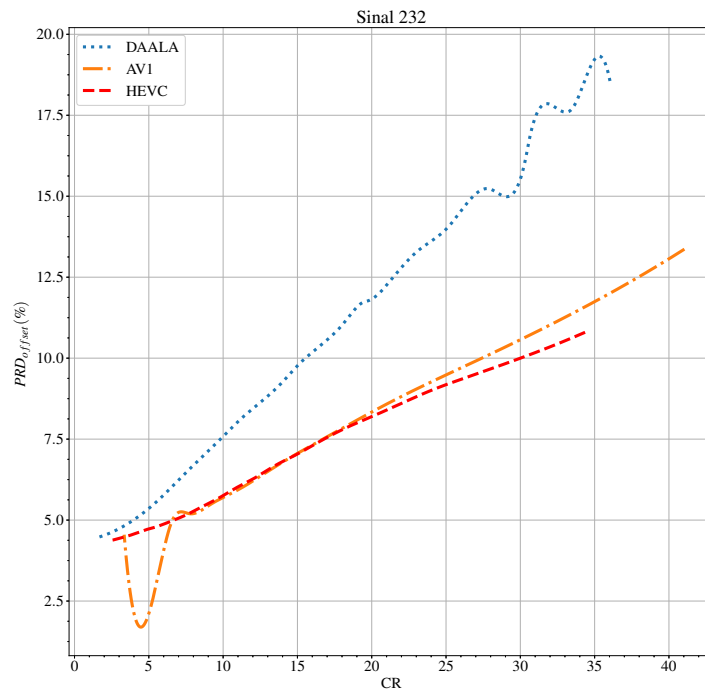


Figura 8.40. Curvas de $CR \times PRD_{offset}(\%)$ dos *codecs* 2D para o Sinal 232.

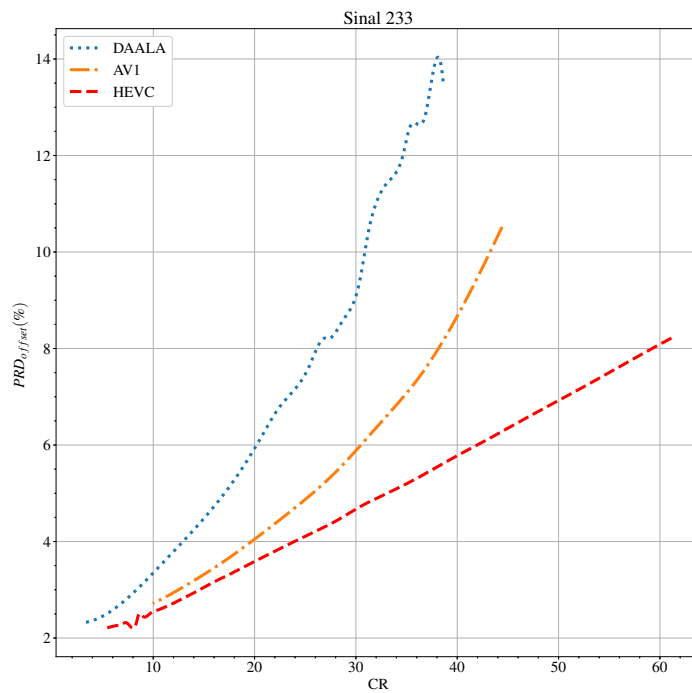


Figura 8.41. Curvas de $CR \times PRD_{offset}(\%)$ dos *codecs* 2D para o Sinal 233.

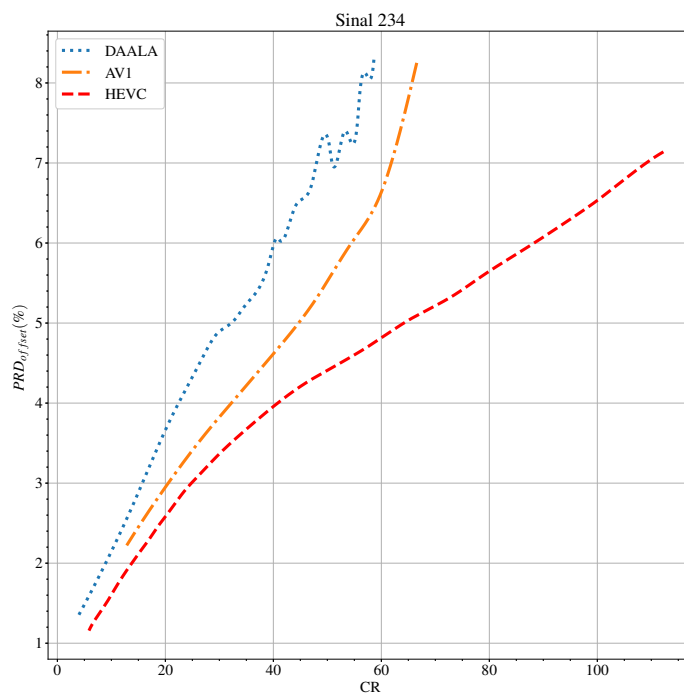


Figura 8.42. Curvas de $CR \times PRD_{offset}(\%)$ dos *codecs* 2D para o Sinal 234.

9 APÊNDICE 3 - CURVAS DE $CR \times PRD_{offset}(\%)$ PARA OS CODIFICADORES TRIDIMENSIONAIS

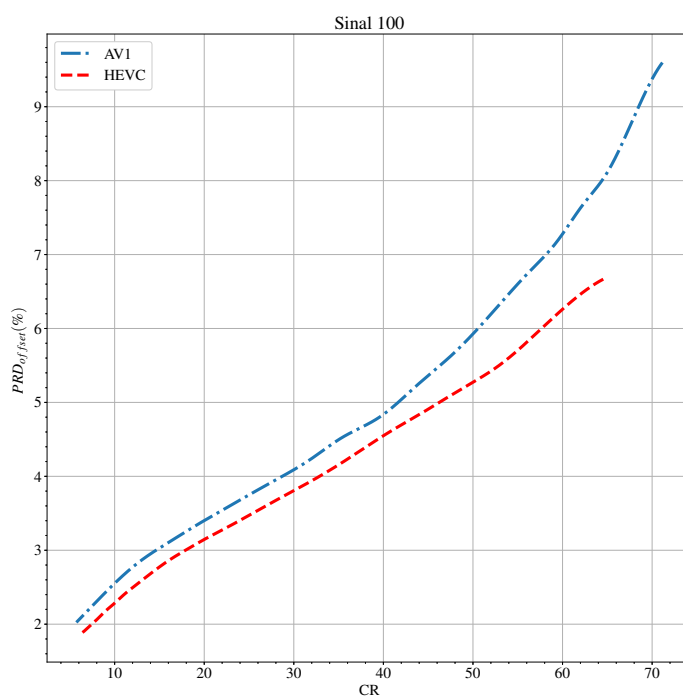


Figura 9.1. Curvas de $CR \times PRD_{offset}(\%)$ dos codecs 3D para o Sinal 100.

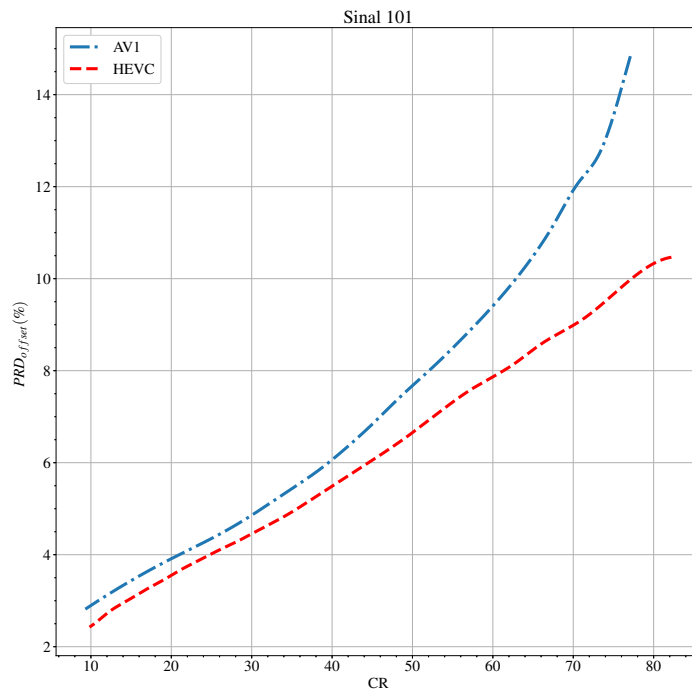


Figura 9.2. Curvas de $CR \times PRD_{offset}(\%)$ dos *codecs* 3D para o Sinal 101.

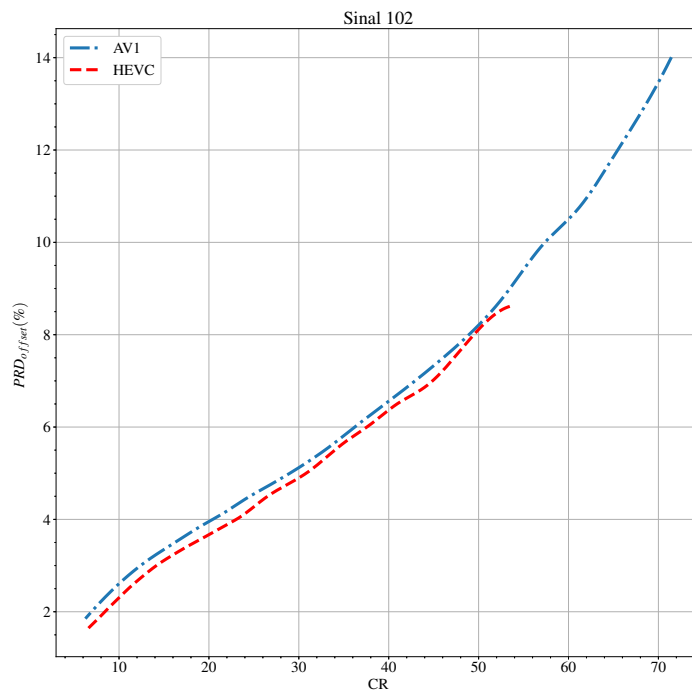


Figura 9.3. Curvas de $CR \times PRD_{offset}(\%)$ dos *codecs* 3D para o Sinal 102.

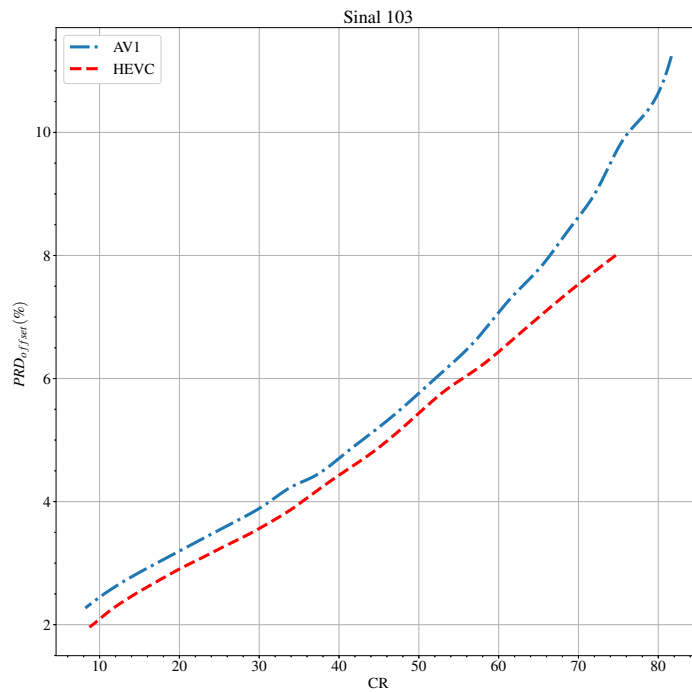


Figura 9.4. Curvas de $CR \times PRD_{offset}(\%)$ dos *codecs* 3D para o Sinal 103.

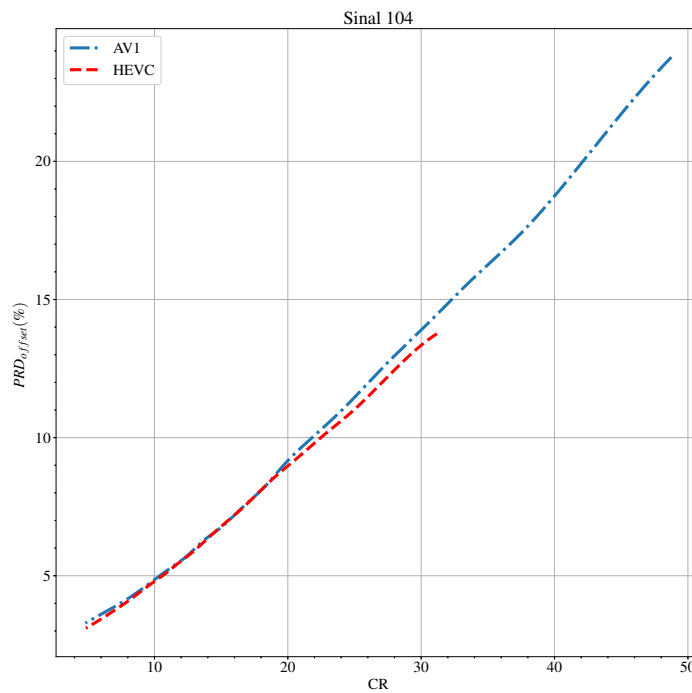


Figura 9.5. Curvas de $CR \times PRD_{offset}(\%)$ dos *codecs* 3D para o Sinal 104.

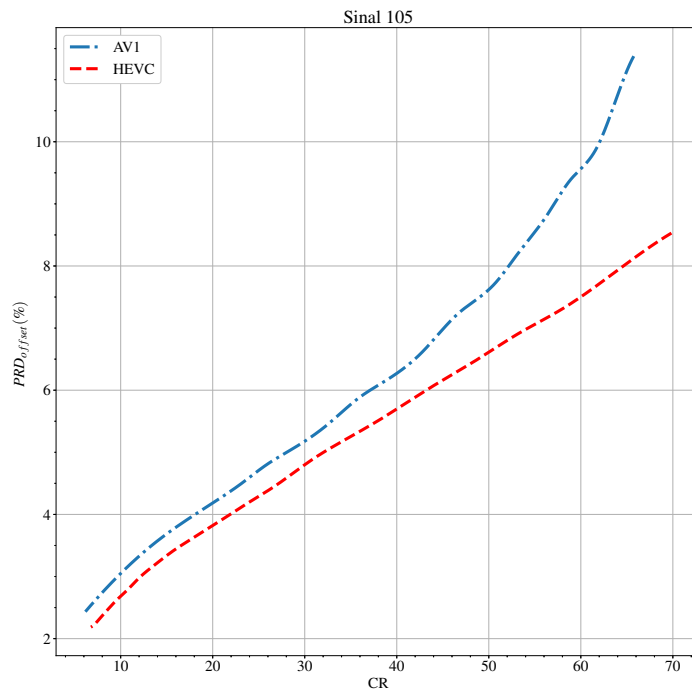


Figura 9.6. Curvas de $CR \times PRD_{offset}(\%)$ dos *codecs* 3D para o Sinal 105.

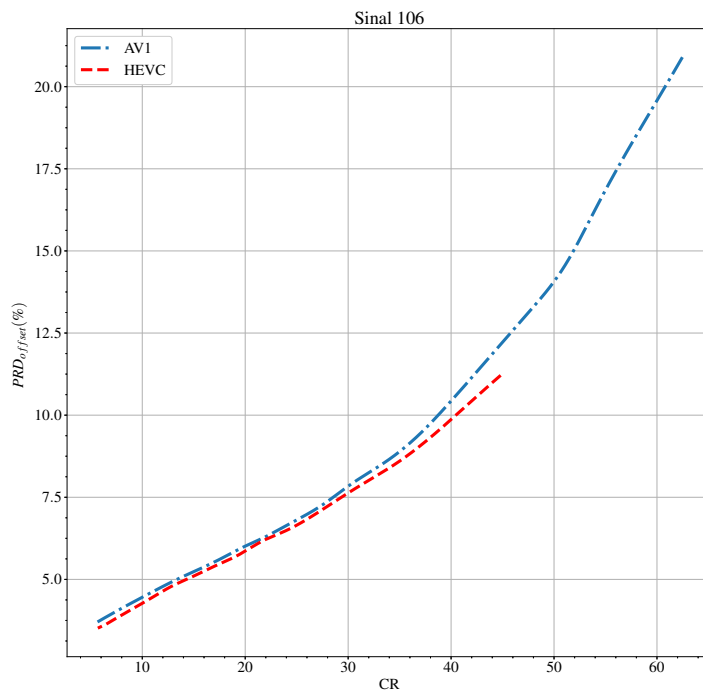


Figura 9.7. Curvas de $CR \times PRD_{offset}(\%)$ dos *codecs* 3D para o Sinal 106.

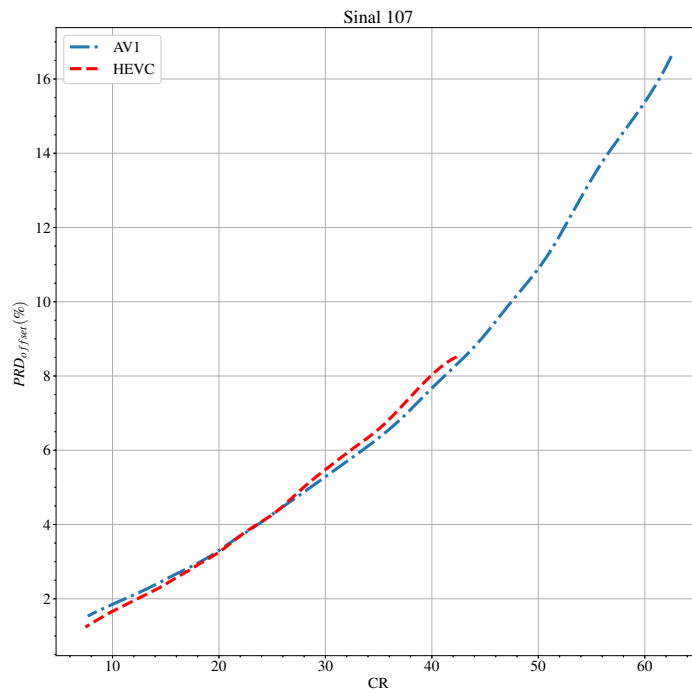


Figura 9.8. Curvas de $CR \times PRD_{offset}(\%)$ dos *codecs* 3D para o Sinal 107.

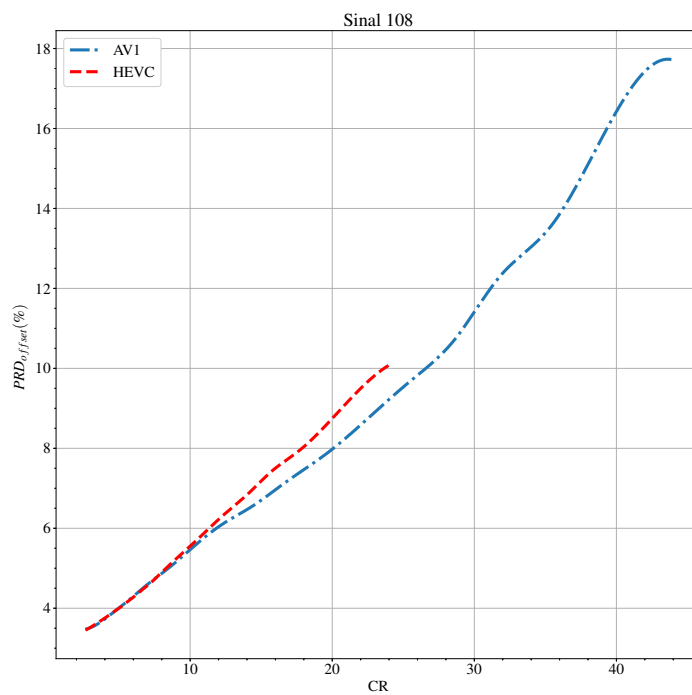


Figura 9.9. Curvas de $CR \times PRD_{offset}(\%)$ dos *codecs* 3D para o Sinal 108.

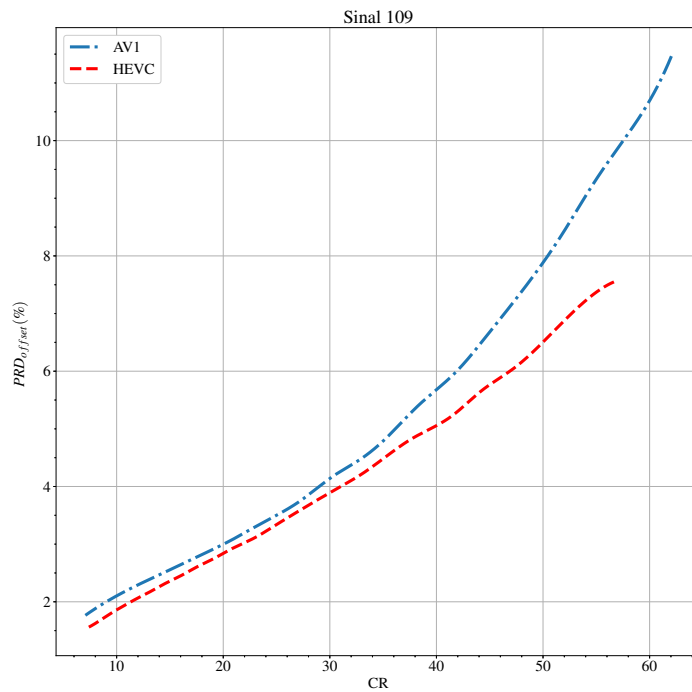


Figura 9.10. Curvas de $CR \times PRD_{offset}(\%)$ dos *codecs* 3D para o Sinal 109.

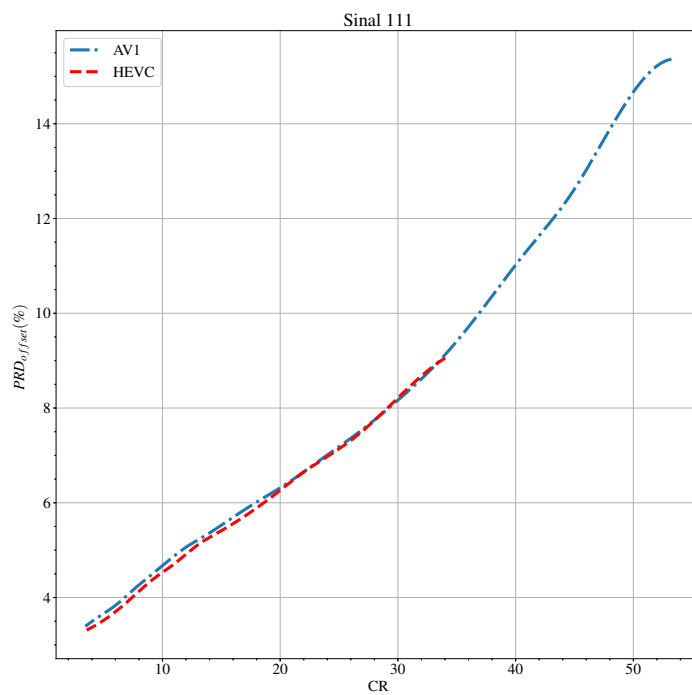


Figura 9.11. Curvas de $CR \times PRD_{offset}(\%)$ dos *codecs* 3D para o Sinal 111.

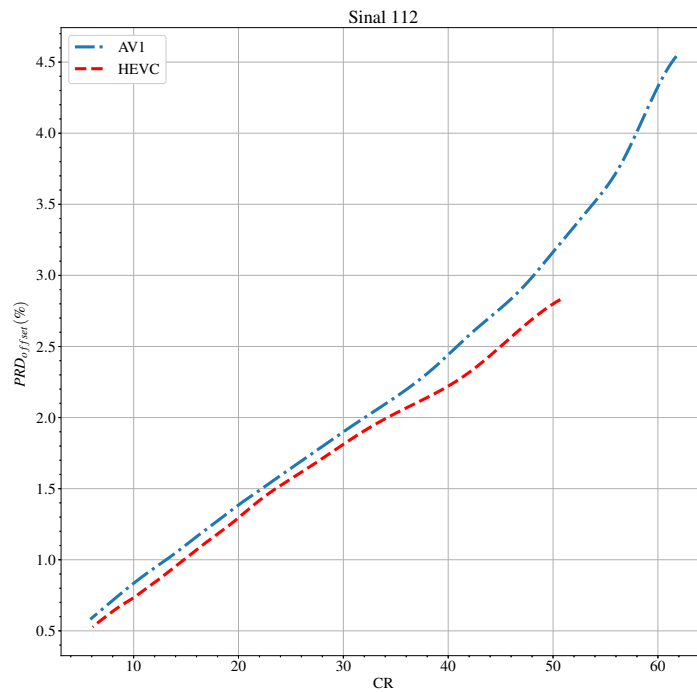


Figura 9.12. Curvas de $CR \times PRD_{offset}(\%)$ dos *codecs* 3D para o Sinal 112.

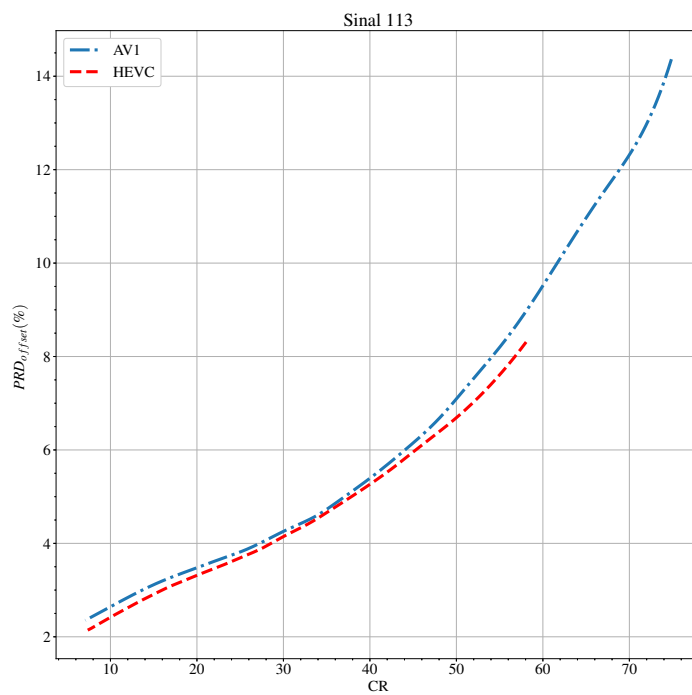


Figura 9.13. Curvas de $CR \times PRD_{offset}(\%)$ dos *codecs* 3D para o Sinal 113.

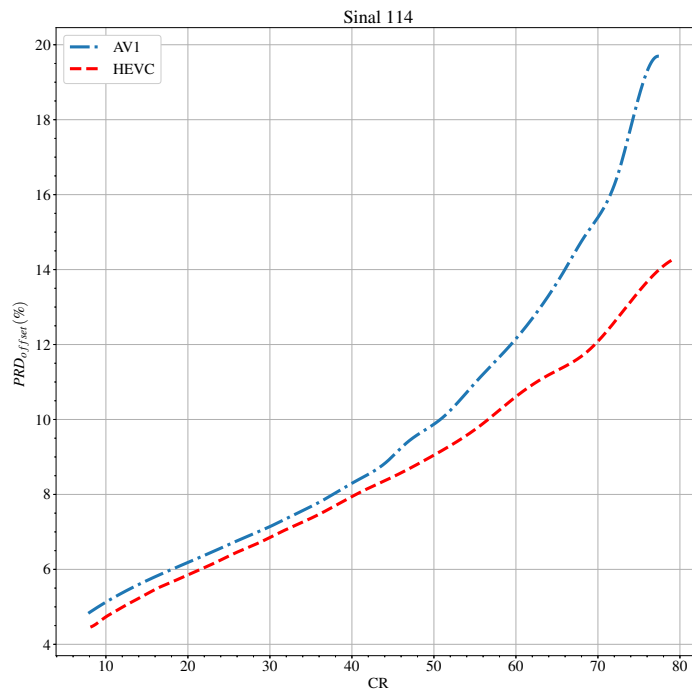


Figura 9.14. Curvas de $CR \times PRD_{offset}(\%)$ dos *codecs* 3D para o Sinal 114.

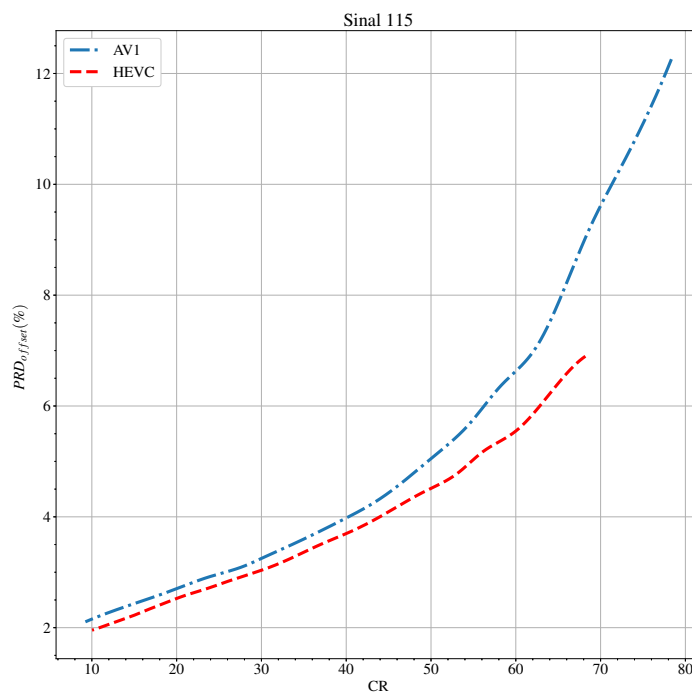


Figura 9.15. Curvas de $CR \times PRD_{offset}(\%)$ dos *codecs* 3D para o Sinal 115.

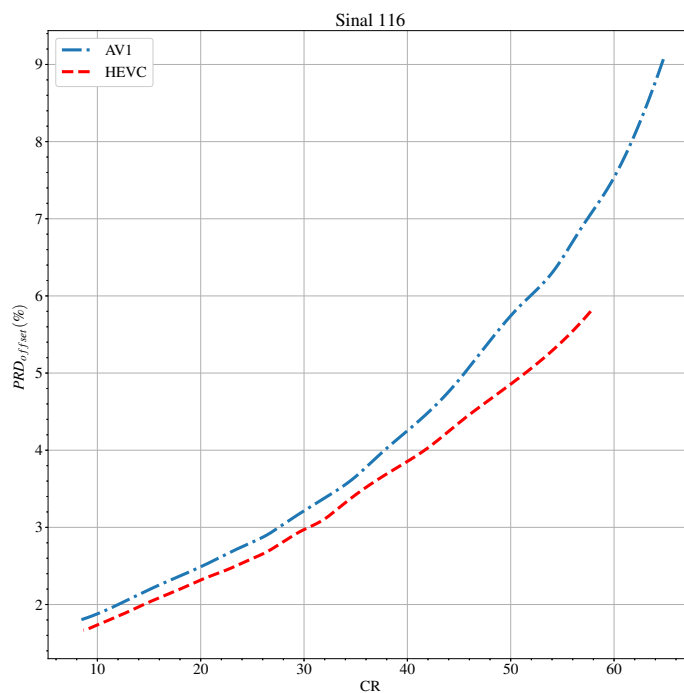


Figura 9.16. Curvas de $CR \times PRD_{offset}(\%)$ dos *codecs* 3D para o Sinal 116.

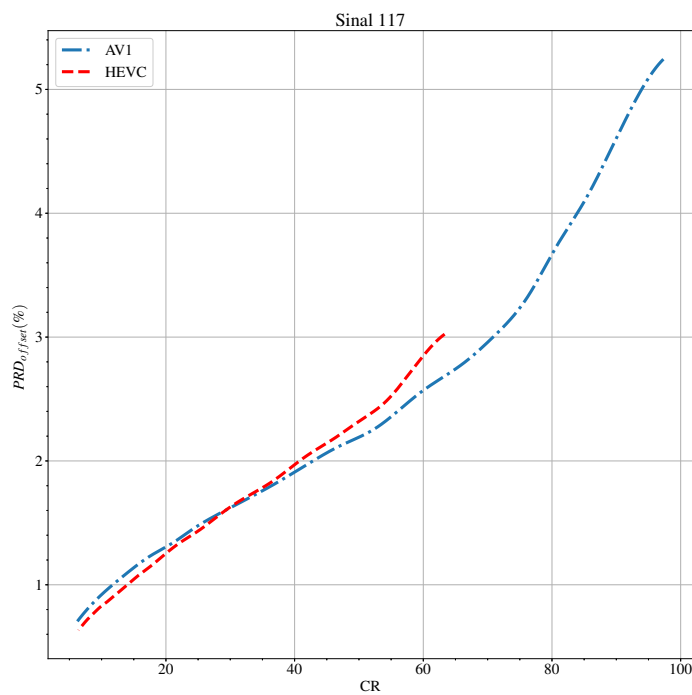


Figura 9.17. Curvas de $CR \times PRD_{offset}(\%)$ dos *codecs* 3D para o Sinal 117.

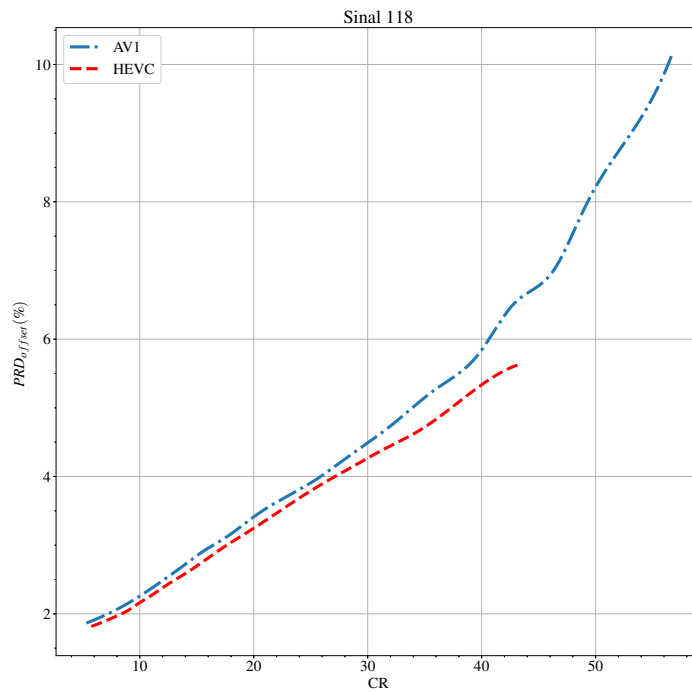


Figura 9.18. Curvas de $CR \times PRD_{offset}(\%)$ dos *codecs* 3D para o Sinal 118.

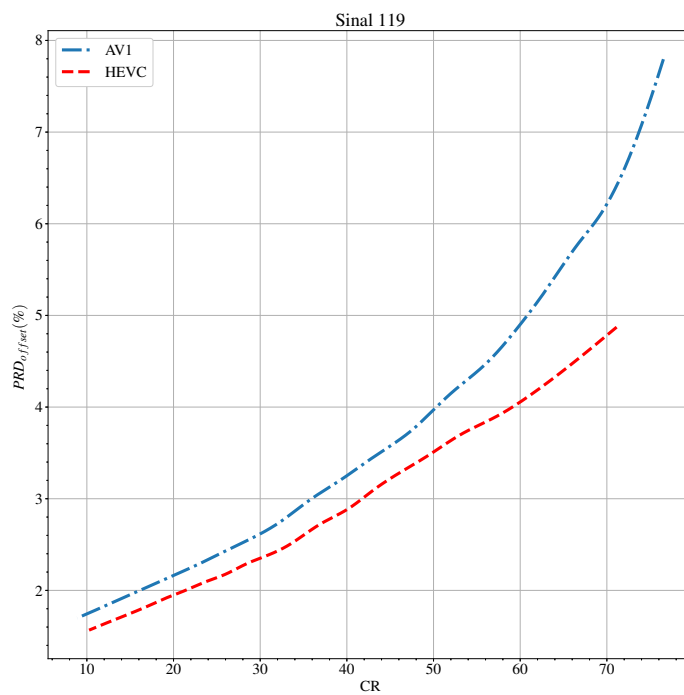


Figura 9.19. Curvas de $CR \times PRD_{offset}(\%)$ dos *codecs* 3D para o Sinal 119.

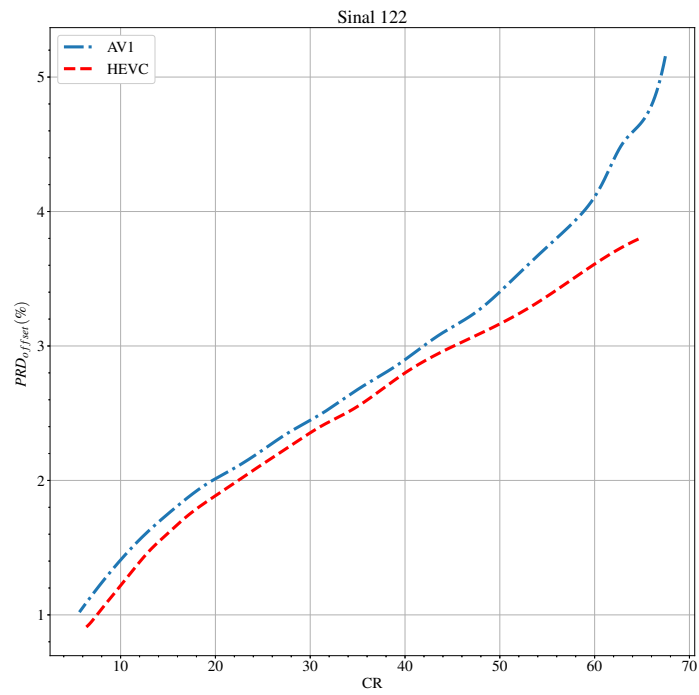


Figura 9.20. Curvas de $CR \times PRD_{offset}(\%)$ dos *codecs* 3D para o Sinal 122.

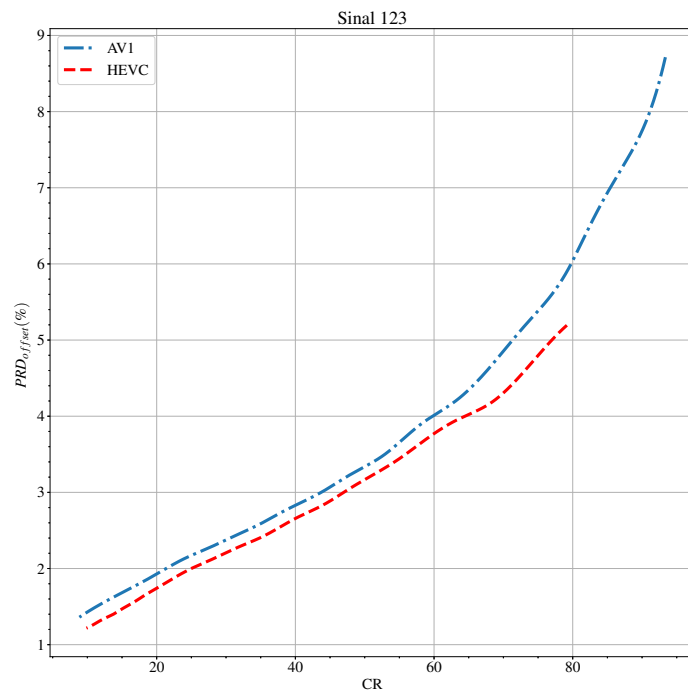


Figura 9.21. Curvas de $CR \times PRD_{offset}(\%)$ dos *codecs* 3D para o Sinal 123.

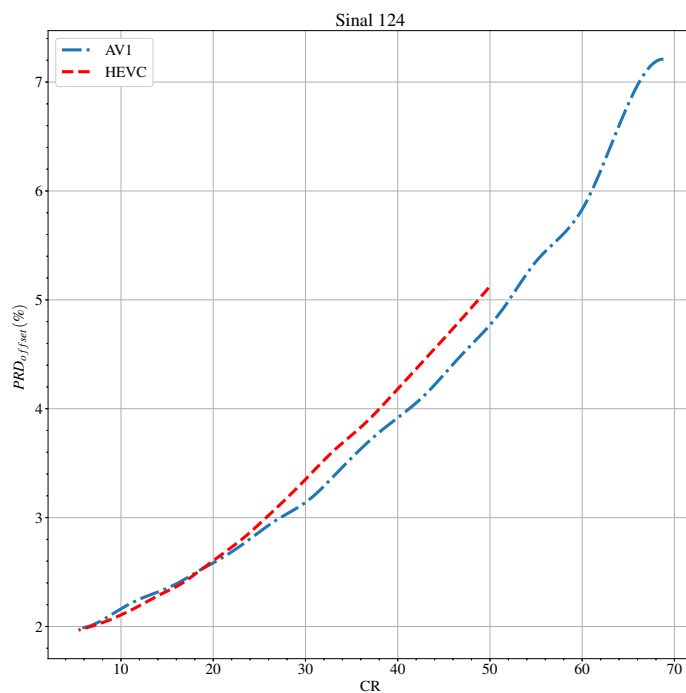


Figura 9.22. Curvas de $CR \times PRD_{offset}(\%)$ dos *codecs* 3D para o Sinal 124.

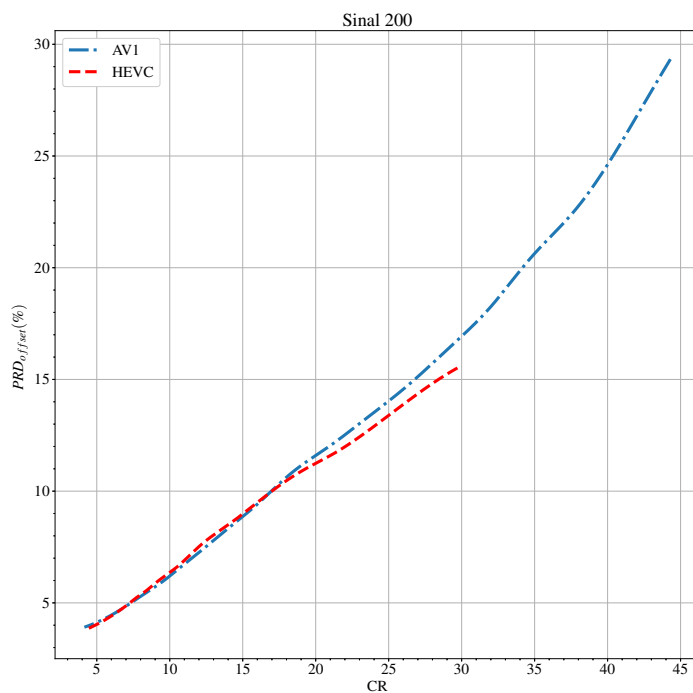


Figura 9.23. Curvas de $CR \times PRD_{offset}(\%)$ dos *codecs* 3D para o Sinal 200.

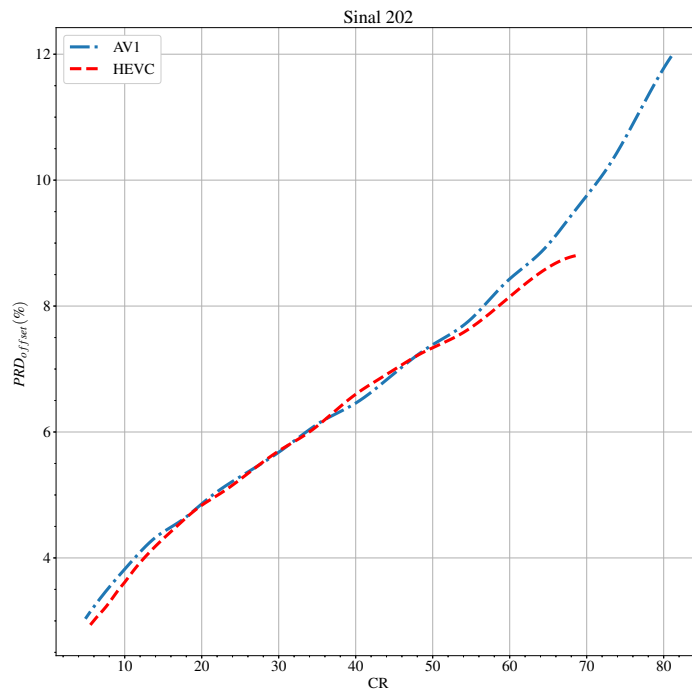


Figura 9.24. Curvas de $CR \times PRD_{offset}(\%)$ dos *codecs* 3D para o Sinal 202.

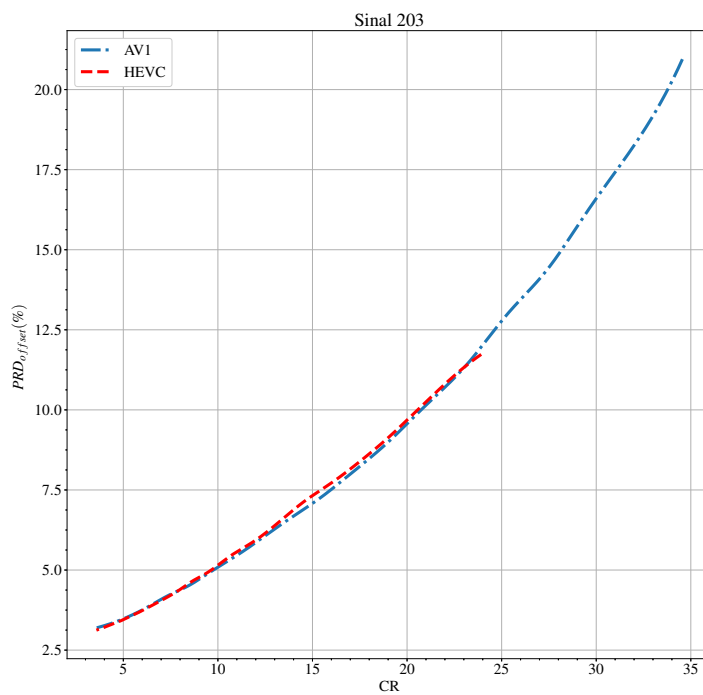


Figura 9.25. Curvas de $CR \times PRD_{offset}(\%)$ dos *codecs* 3D para o Sinal 203.

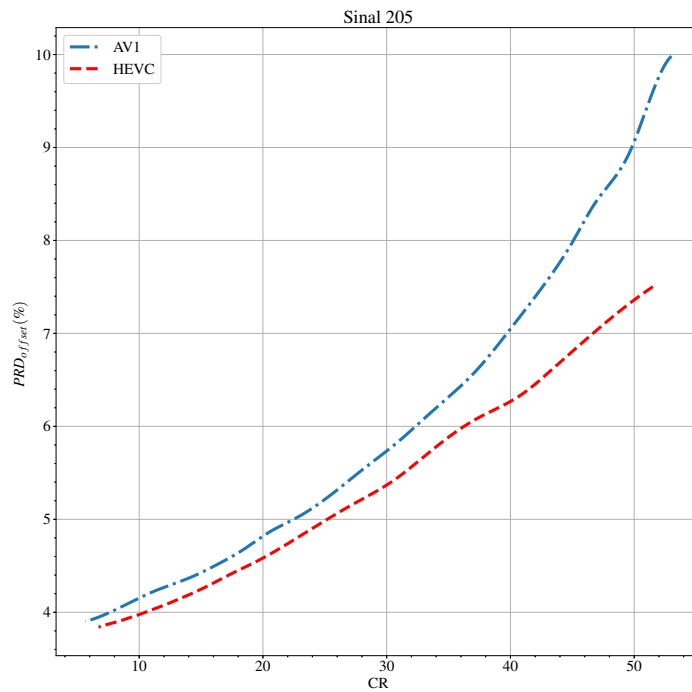


Figura 9.26. Curvas de $CR \times PRD_{offset}(\%)$ dos *codecs* 3D para o Sinal 205.

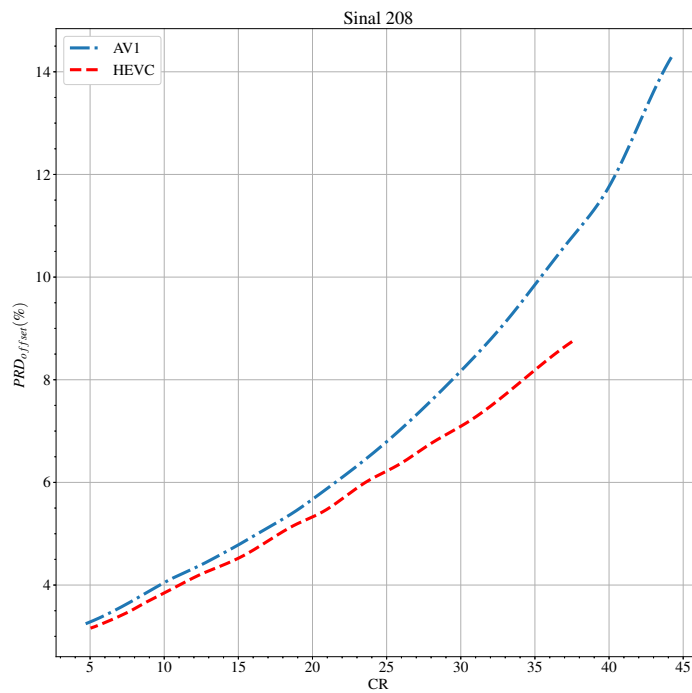


Figura 9.27. Curvas de $CR \times PRD_{offset}(\%)$ dos *codecs* 3D para o Sinal 208.

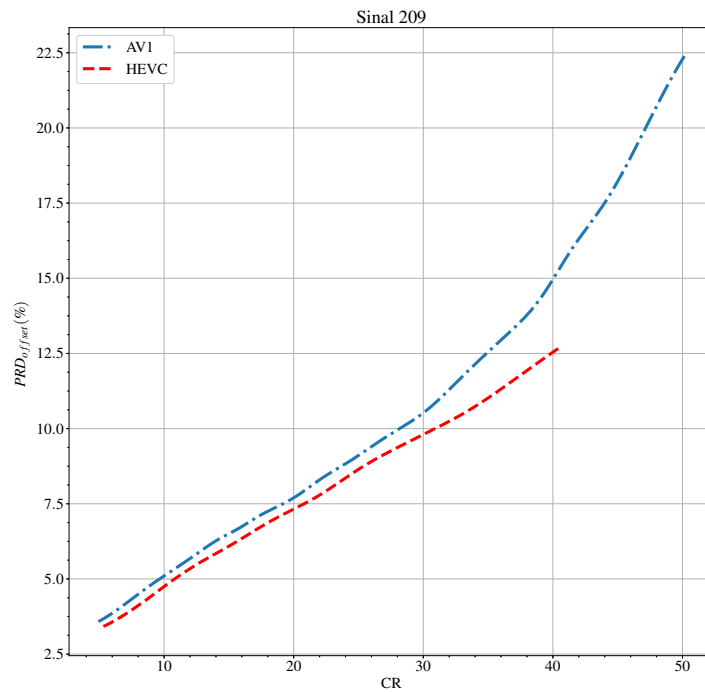


Figura 9.28. Curvas de $CR \times PRD_{offset}(\%)$ dos *codecs* 3D para o Sinal 209.

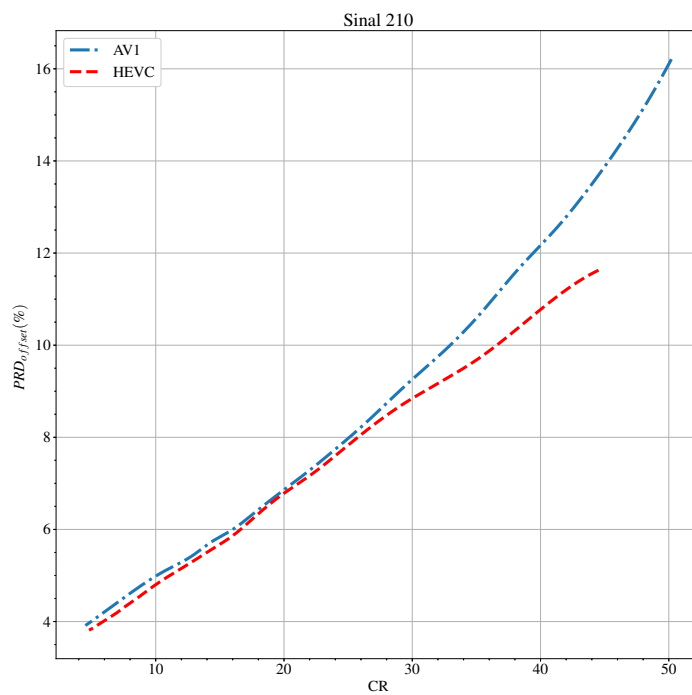


Figura 9.29. Curvas de $CR \times PRD_{offset}(\%)$ dos *codecs* 3D para o Sinal 210.

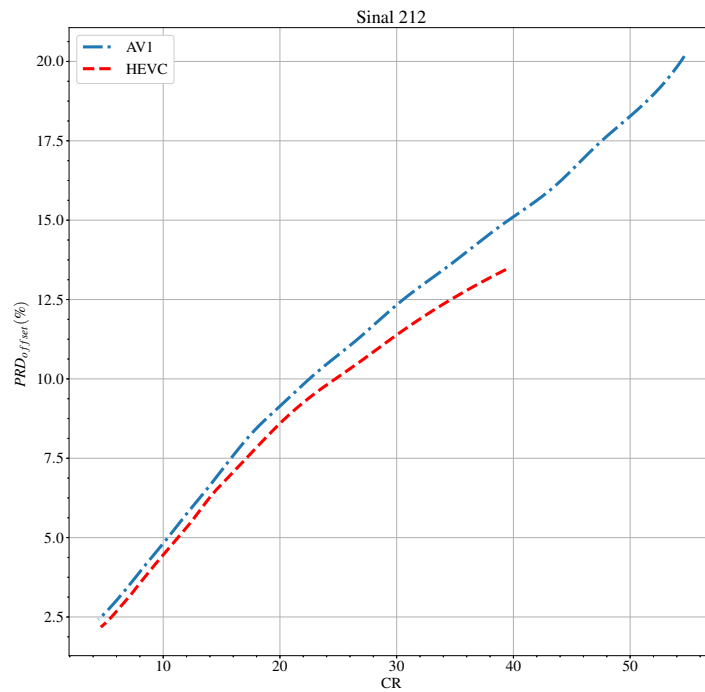


Figura 9.30. Curvas de $CR \times PRD_{offset}(\%)$ dos *codecs* 3D para o Sinal 212.

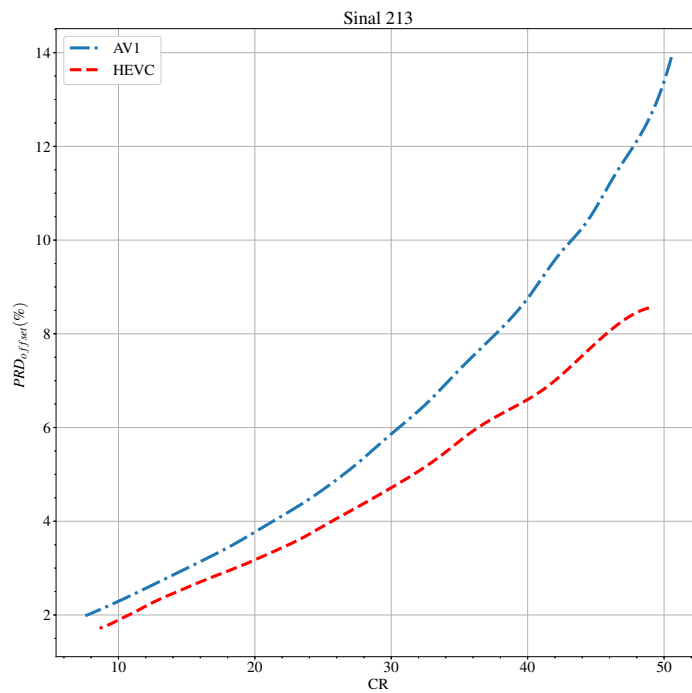


Figura 9.31. Curvas de $CR \times PRD_{offset}(\%)$ dos *codecs* 3D para o Sinal 213.

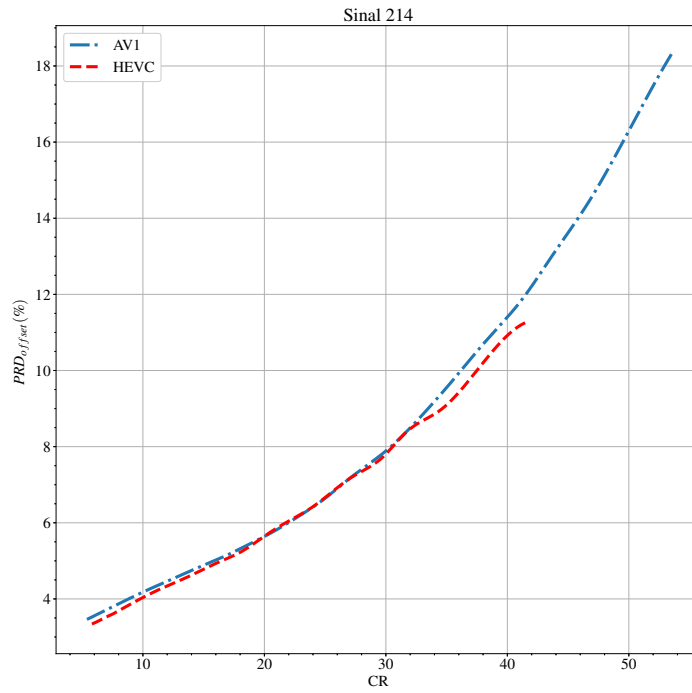


Figura 9.32. Curvas de $CR \times PRD_{offset}(\%)$ dos *codecs* 3D para o Sinal 214.

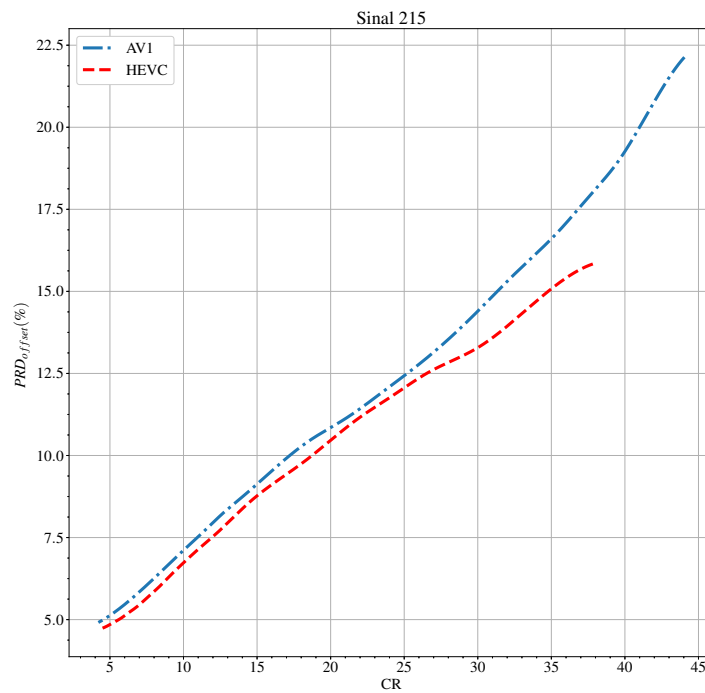


Figura 9.33. Curvas de $CR \times PRD_{offset}(\%)$ dos *codecs* 3D para o Sinal 215.

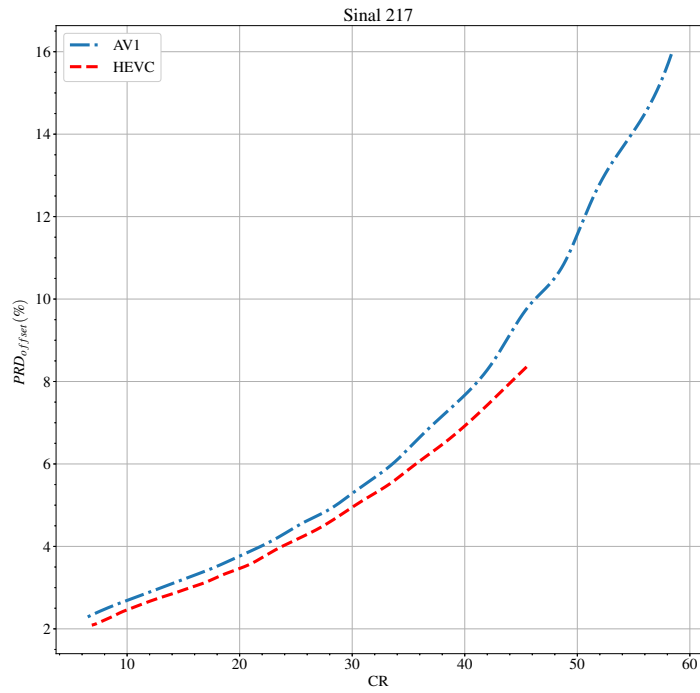


Figura 9.34. Curvas de $CR \times PRD_{offset}(\%)$ dos *codecs* 3D para o Sinal 217.

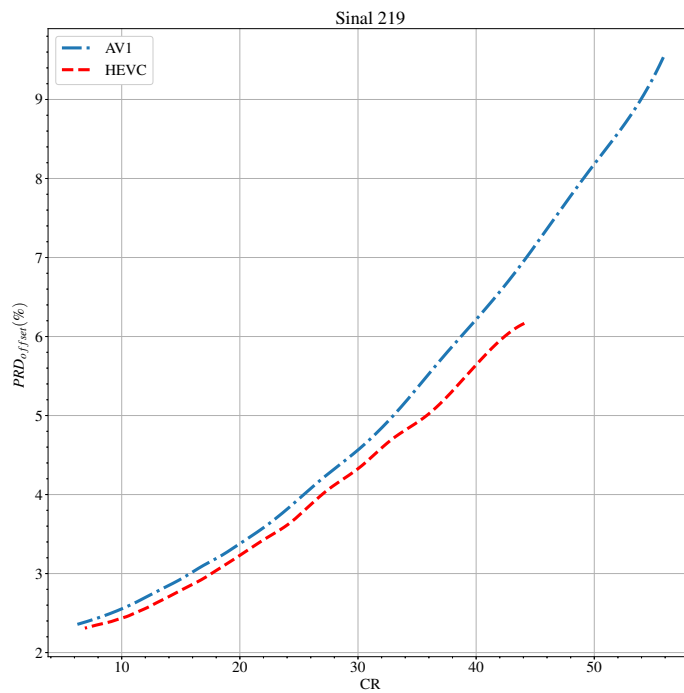


Figura 9.35. Curvas de $CR \times PRD_{offset}(\%)$ dos *codecs* 3D para o Sinal 219.

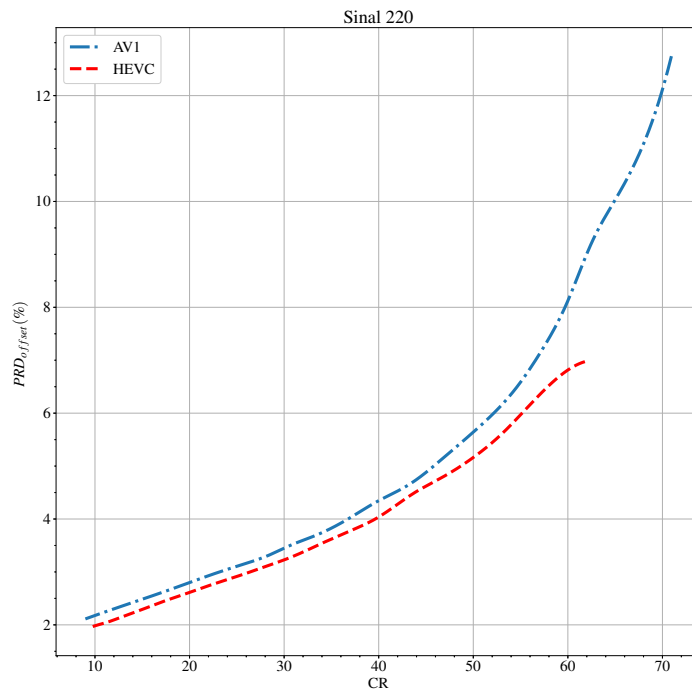


Figura 9.36. Curvas de $CR \times PRD_{offset}(\%)$ dos *codecs* 3D para o Sinal 220.

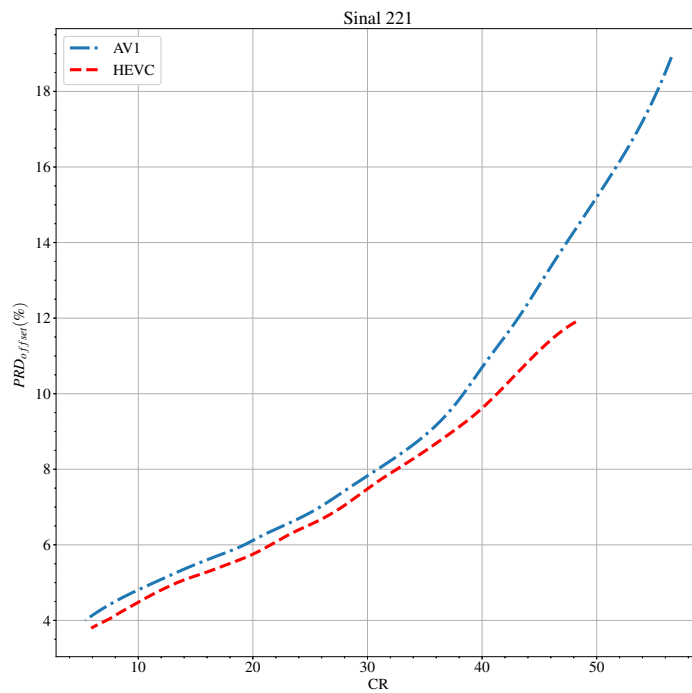


Figura 9.37. Curvas de $CR \times PRD_{offset}(\%)$ dos *codecs* 3D para o Sinal 221.

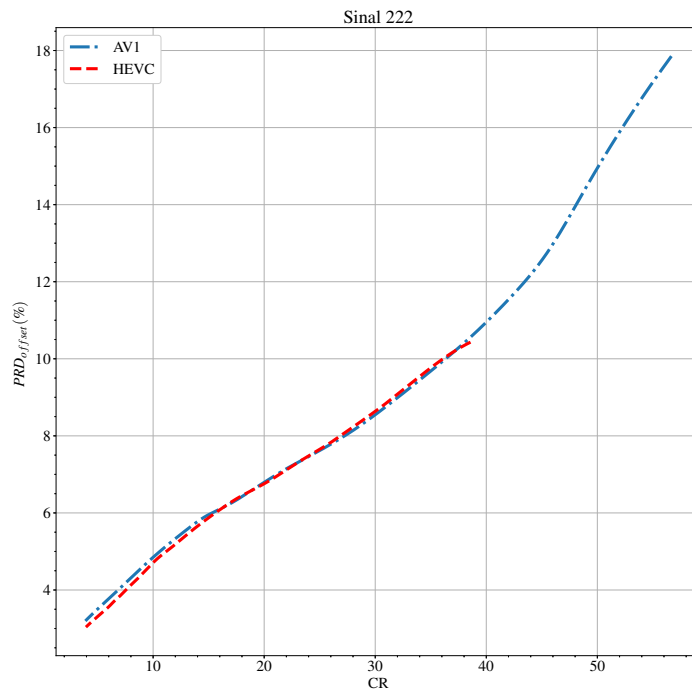


Figura 9.38. Curvas de $CR \times PRD_{offset}(\%)$ dos *codecs* 3D para o Sinal 222.

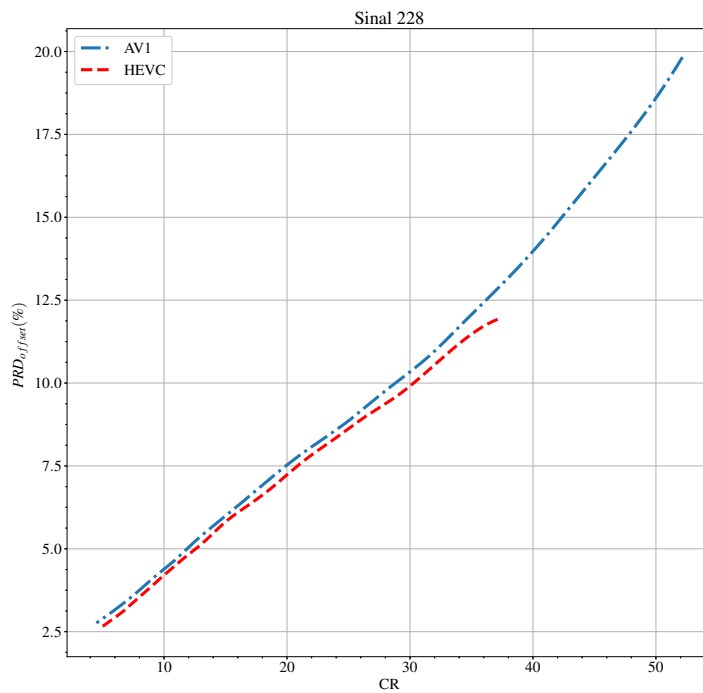


Figura 9.39. Curvas de $CR \times PRD_{offset}(\%)$ dos *codecs* 3D para o Sinal 228.

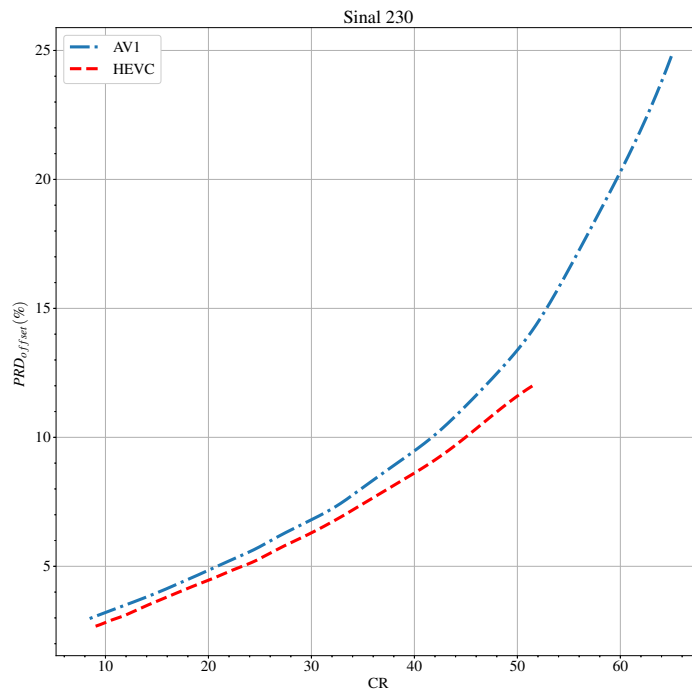


Figura 9.40. Curvas de $CR \times PRD_{offset}(\%)$ dos *codecs* 3D para o Sinal 230.

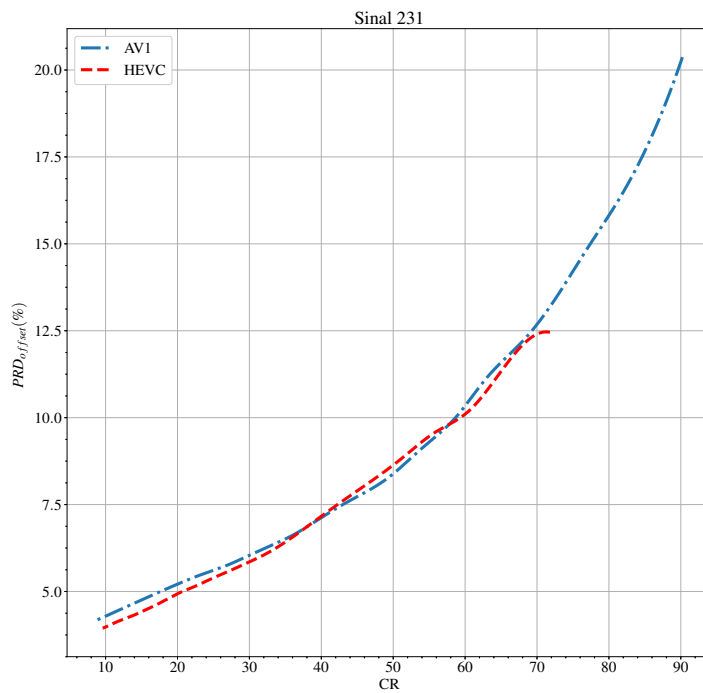


Figura 9.41. Curvas de $CR \times PRD_{offset}(\%)$ dos *codecs* 3D para o Sinal 231.

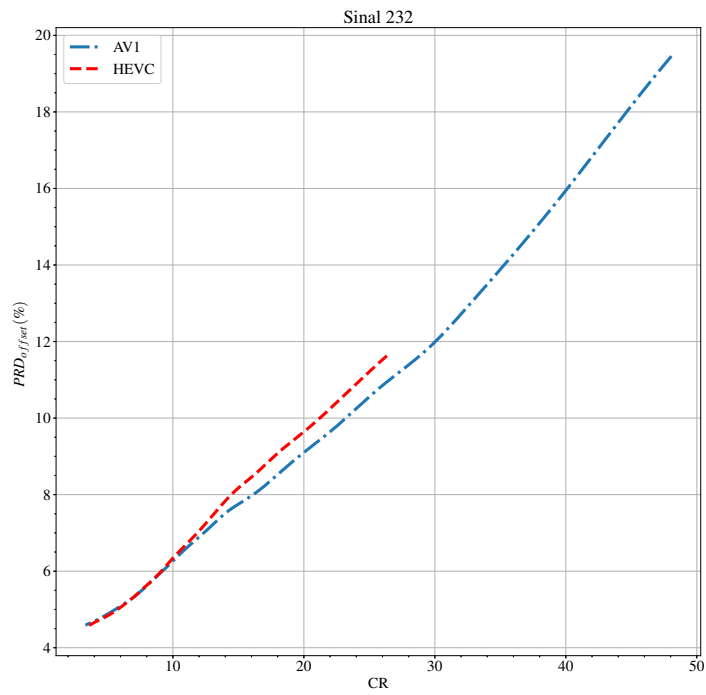


Figura 9.42. Curvas de $CR \times PRD_{offset}(\%)$ dos *codecs* 3D para o Sinal 232.

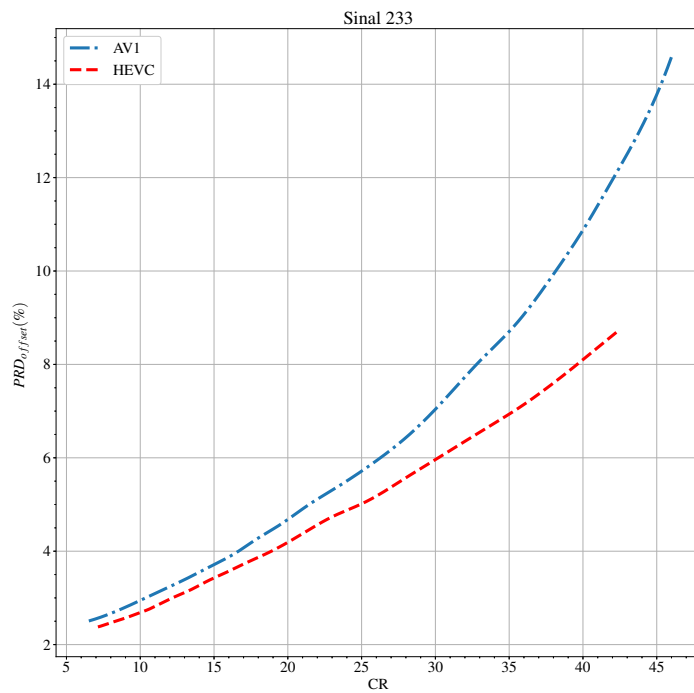


Figura 9.43. Curvas de $CR \times PRD_{offset}(\%)$ dos *codecs* 3D para o Sinal 233.

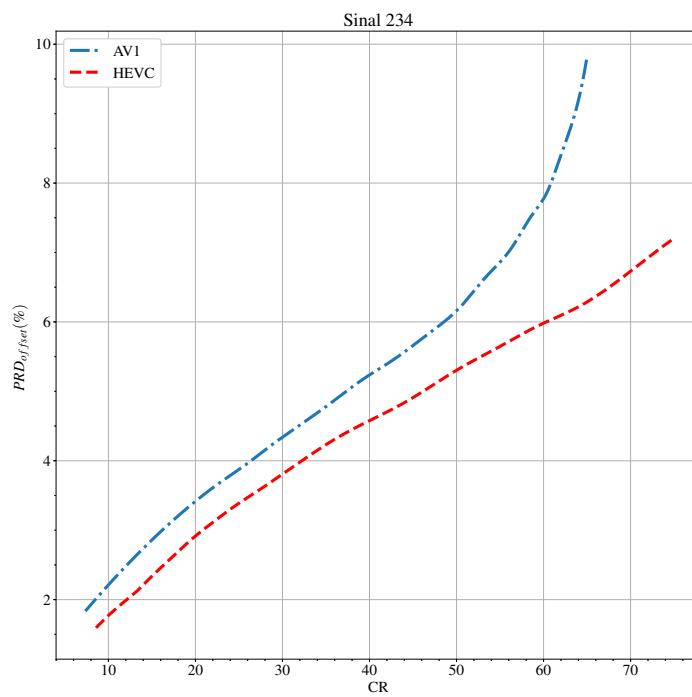


Figura 9.44. Curvas de $CR \times PRD_{offset}(\%)$ dos *codecs* 3D para o Sinal 234.

10 ANEXO 1 - ARTIGO COMPLETO NOS ANAIS DO CONGRESSO BRASILEIRO DE ENGENHARIA BIOMÉDICA 2018

Resultados parciais desta dissertação foram publicados em um artigo completo apresentado no XXVI Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica, realizado entre 21 e 25 de outubro de 2018 na cidade de Búzios, Rio de Janeiro, Brasil.

O número DOI do artigo será https://doi.org/10.1007/978-981-13-2517-5_76

Os anais do evento serão publicados pela *Springer Nature Singapore Pte Ltd.* como parte dos *IFMBE Proceedings*, com os seguintes detalhes:

TÍTULO

XXVI Brazilian Congress on Biomedical Engineering

EDITORS

Rodrigo Costa-Felix, João Carlos Machado, André Victor Alvarenga,

SERIES VOLUME

70/1

eBOOK ISBN

978-981-13-2119-1

DOI

10.1007/978-981-13-2119-1

SOFTCOVER ISBN

978-981-13-2118-4

SERIES ISSN

1680-0737



Two-Dimensional Compression of ECG Signals Using HEVC-Intra Encoder and Pre-processing Techniques

D. B. Gusmão , A. T. M. Lima , and M. V. C. Costa 

Abstract

The paper presents the proposal of an electrocardiogram (ECG) compressor based on two-dimensional coding. The signal is pre-processed and the R waves detected, from these waves the signal is segmented and arranged in an $N \times M$ matrix, composed of M segments and N the maximum length between two R waves. Once this matrix is composed, the interpolation process is performed so that all segments M have the same size N . With the interpolated matrix a pre-processing is applied to improve the two-dimensional correlation of the matrix. This is done by rearranging the segments so that the correlation of the segments be maximized. Some widely-adopted image compression algorithm is used to reduce the volume of data. In the present work, the intra mode of the High Efficiency Video Coding (HEVC) is applied to encode real ECG signals obtained through the MIT-BIH Arrhythmia Database. These signals impose a greater challenge for the proposed system. The application of this proposal demonstrates that the use of HEVC-intra image encoder is efficient in ECG compression. A quantitative performance evaluation was performed and compared to other results found in the literature.

Keywords

Electrocardiogram • Data compression • HEVC-intra

D. B. Gusmão (✉) · M. V. C. Costa
Graduate Program in Biomedical Engineering, University of Brasília at Gama, Brasília, DF 72.444-240, Brazil
e-mail: davi.b.gusmao@gmail.com

M. V. C. Costa
e-mail: chaffim@unb.br

A. T. M. Lima · M. V. C. Costa
Electronic Engineering, University of Brasília at Gama, Brasília, DF, 72.444-240, Brazil
e-mail: arnoldo.thiago@gmail.com

1 Introduction

The electrocardiogram (ECG) is a very powerful tool for medical diagnostics. The ECG is an electrical signal acquired on the surface of the skin in order to measure the functioning of the heart.

Over the years, the need for storage (or transmission) of these signals for future (or remote) analysis has arisen, as is the case of many portable devices [1]. In exams like the Holter monitor, the electrocardiogram is acquired during a long period of time. Due to the fact that the exam lasts 24 h, the device must have a reasonable amount of memory to store the information.

There are some works performed in ECG compression such as Lee et al. [2], in which the signal is segmented and aligned by the peak of the R wave so that compression is performed by the two-dimensional discrete cosine transform (DCT-2D). Bilgin et al. [3] uses the technique of segmentation by detection of the peak of R wave and the interpolation for the maximum length and the JPEG2000 is used for encoding. Tai et al. [4] uses a 1D wavelet-based technique (SPIHT), with several window sizes in order to find the best result.

Chou et al. [5] uses the reorder technique by increasing sample size and interpolation for maximum size and encoding through JPEG2000. Filho et al. [6] works with the equalization technique of dc value and rearrangement by complexity of each segment and encodes through JPEG2000 and H.264-intra. Joo et al. [7] applies standardized grouping techniques to improve the encoding through JPEG2000. Polania et al. [8] uses a compression-sensing technique with sub-Nyquist sampling for wavelet-based compression. Singh et al. [9] use the compressive-sensing technique for multi-channel electrocardiogram signals with wavelet transforms. Raeiatibanadkooki et al. [10] uses the wavelet transform in addition to the Chaotic Huffman encoder. Craven et al. [11] uses a compression-sensing technique with sub-Nyquist