

CAPÍTULO V

RESULTADOS

Os Capítulos III e IV mostraram a metodologia utilizada para avaliar o comportamento mecânico de diferentes possibilidades de fixação dos cortes, mediano e paramediano, com miniplacas utilizadas na mandibulotomia. A análise foi feita utilizando um aparato experimental específico e numericamente utilizando modelos de elementos finitos. Com os resultados obtidos na análise numérica, foi possível aplicar técnicas de similitude para determinar equações preditivas do fenômeno estudado e por meio destas equações, efetuar um processo de otimização para avaliar as condições de melhor *performance* da fixação. Este capítulo apresenta os resultados de todas as análises efetuadas, tanto experimentais quanto numéricas, levando em consideração os materiais e métodos definidos nos capítulos anteriores.

5.1- Resultados experimentais - Fixação por miniplacas

Conforme descrito no Capítulo III, a etapa experimental utilizou um aparato para medir os deslocamentos relativos entre os segmentos ósseos de mandíbulas de porco e posteriormente fixados por meio de miniplacas utilizando diferentes configurações. A separação dos segmentos ósseos de suínos simulou os cortes mediano e paramediano utilizados na mandibulotomia. Os fundamentos da técnica foram descritos no Capítulo II. A Fig. 5.1 mostra a

curva da força aplicada em função do tempo durante um ensaio específico para corte mediano com uma miniplaca na posição P1 (CM1M4EI – P1). A Fig. 5.2 mostra o deslocamento medido em função do tempo para esta configuração. A Fig. 5.3 mostra os pontos selecionados para a força e deslocamento desta configuração na fase de carregamento da força e a Fig. 5.4 mostra a curva para a força *versus* o deslocamento na fase de descarregamento da força. O sinal do deslocamento foi medido através do sensor a laser posicionado na parte inferior de um dos segmentos ósseos, como descrito no Capítulo III.

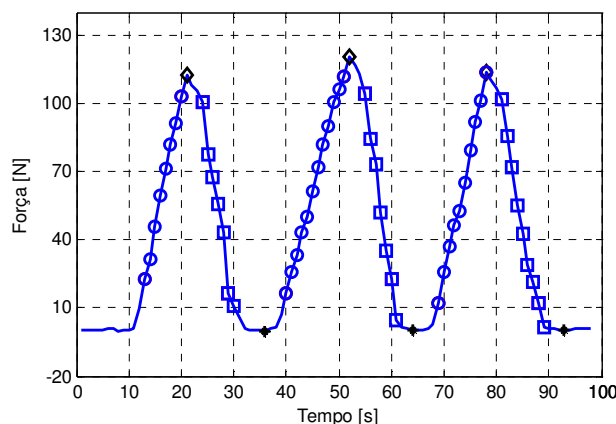


Figura 5.1- Força *versus* tempo para a configuração CM1M4EI – P1.

Observa-se na Fig. 5.1 que o sinal de força oriundo da célula de carga e adquirido pelo sistema de aquisição da Lynx possui três picos em faixas de tempo diferentes que era caracterizado pela aplicação manual da força através de um parafuso de carga da máquina de ensaio. Neste caso, não era essencial um controle rígido do incremento de força com o tempo, uma vez que, o sinal do deslocamento era adquirido de forma sincronizada com a força. Os três picos indicam que foram feitas três repetições, carregando e descarregando, na faixa aproximada de 0 a 100 N. Portanto, em cada teste era possível obter três amostras de força *versus* deslocamento em diferentes instantes de tempo, considerando apenas a fase de carregamento. Também na fase de descarregamento, era possível extrair seis amostras para análise durante dos deslocamentos relativos.

Os valores de pico de carga ficaram da ordem de 100 a 120 N. O valor máximo da carga, na ordem de 100 N foi escolhido de tal forma que permitisse um deslocamento mínimo em todas as diferentes configurações sem a falha dos componentes. A faixa de deslocamento mínimo deveria ser captada pelo sensor a laser.

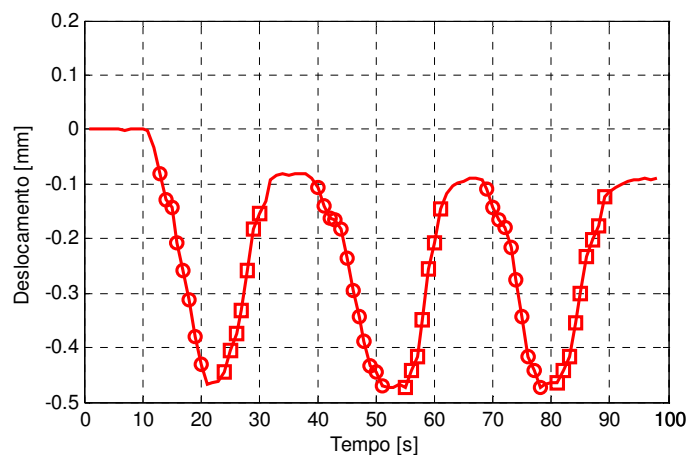


Figura 5.2- Deslocamento *versus* tempo para configuração CM1M4EI – P1.

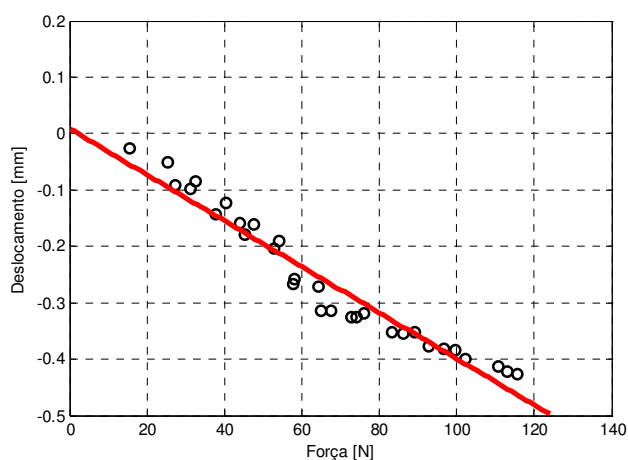


Figura 5.3- Deslocamento *versus* força para configuração CM1M4EI – P1 no carregamento da força. A reta interpolada utilizando os pontos experimentais é mostrada na figura.

Nota-se na Fig. 5.2 que os pontos dos deslocamentos têm um formato de curva não linear com picos sincronizados com os picos de força máxima nas diferentes repetições de carregamento e descarregamento. Os valores são negativos, uma vez que, a força aplicada foi de compressão. Isto significa que quanto maior o deslocamento, mais próxima a face inferior do segmento ósseo está em relação ao sensor a laser. A reta mostrada na curva da força *versus* deslocamento (Fig. 5.3) representa o ajuste de uma reta aos pontos obtidos experimentalmente na fase de carregamento visando a obter valores médios dos níveis de deslocamento para os níveis de força, avaliados com favorável correlação ($R^2 = 0,9503$) aos dados experimentais.

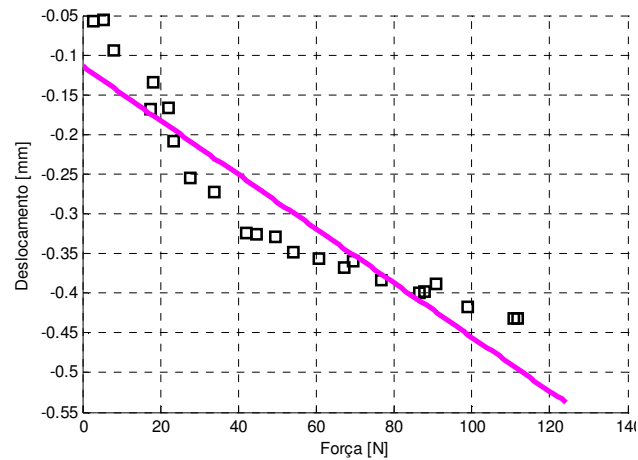


Figura 5.4- Deslocamento *versus* força para configuração CM1M4EI – P1 no descarregamento da força.

Os valores dos sinais de deslocamentos e forças eram lidos no sistema de aquisição da Lynx em unidades de voltagens (V) e transformados em valores de Engenharia de acordo com o processo de calibração descrito no Capítulo III. Portanto, para os pontos selecionados de carregamento e descarregamento, foram determinadas as retas de calibração. Das seis retas interpoladas obtidas em cada teste, era determinada uma reta média para cada caso, sendo esta equação média considerada como representativa do comportamento do deslocamento para a força aplicada. As curvas das Fig. 5.3 e Fig. 5.4 apresentam as equações médias das três equações de subida e das três equações de descida do deslocamento em função da força para a configuração da mandíbula com corte mediano, uma miniplaca e posição 4EI dos parafusos na parte B (segmento ósseo) do aparato experimental. As retas de ajuste dos dados experimentais podem ser expressas pela Eq. (5.1),

$$U (A/B) = \alpha * F + \beta \quad (5.1)$$

onde:

$U (A/B)$ é o deslocamento no lado A ou B do segmento ósseo em [mm]

α é o coeficiente angular da equação;

F é a força aplicada à fixação em [N].

$\beta = 0$, pois a consideração do coeficiente linear da reta de regressão afetava muito pouco o valor final do deslocamento absoluto.

As figuras Fig. 5.1 a Fig. 5.4 são representativas dos testes efetuados com o sensor a laser posicionado no lado B (parte B) de um dos segmentos ósseos. Uma análise similar destes testes era feita modificando-se a posição do sensor a laser para o outro segmento de mandíbula, denominado lado A (parte A). Assim, a estabilidade da fixação para as diferentes configurações testadas nos cortes mediano e paramediano foi definida por meio de valores em módulo da diferença dos deslocamentos determinados nas equações médias para os segmentos do lado A e B, dada pela Eq. (5.2).

$$E_s = |U_A - U_B| \quad [\mu\text{m}] \quad (5.2)$$

Para comparar os diferentes níveis de estabilidade nas diversas configurações de fixação testadas, foi adotada uma força de referência de 100 N aplicada às equações das retas e os deslocamentos relativos eram calculados utilizando a Eq. (5.2). Os resultados dos deslocamentos relativos foram utilizados para comparar as várias configurações de fixação e definir aquelas que apresentassem melhores comportamentos em termos de deslocamento perante a força aplicada. Os menores deslocamentos relativos significam uma maior estabilidade.

Para se ter um parâmetro de referência e de comparação para as várias configurações, posições e quantidade de parafusos, foi usada a configuração que mais se aproxima do caso real, ou seja, aquela utilizada pelos cirurgiões. A seguir são apresentados os resultados para as várias configurações avaliadas.

Para fins de comparação dos resultados entre as diferentes configurações de fixação, foram organizados novos gráficos ao final dos subitens visando a avaliar os deslocamentos relativos.

5.1.1- Corte mediano fixado com uma miniplaca

A Tab. 5.1 mostra os resultados dos deslocamentos calculados para cada lado, bem como o deslocamento relativo para as diferentes configurações de fixação para o corte mediano.

Tabela 5.1- Deslocamentos relativos para as várias configurações no corte mediano com uma miniplaca.

Posição da Miniplaca	Config. dos parafusos	U_A [μm]	U_B [μm]	ΔU = U_A - U_B [μm]
P1	2E	442,20	424,21	17,99
	2I	441,39	438,59	2,80
	2M	399,69	436,4	36,71
	4E	373,01	369,65	3,36
	4EI	354,78	414,67	59,89
	4I	338,87	338,52	0,35
	6P	337,98	327,88	10,10
P2	2E	529,63	532,32	2,69
	2I	512,84	660,73	147,89
	2M	471,86	537,98	66,12
	4E	463,73	701,23	237,50
	4EI	489,43	515,43	26,00
	4I	462,15	538,15	76,00
	6P	457,61	598,87	141,26
P3	2E	547,13	698,82	151,69
	2I	539,69	677,32	137,63
	2M	575,21	696,4	121,19
	4E	559,56	660,61	101,05
	4EI	520,32	590,36	70,04
	4I	525,06	612,65	87,59
	6P	508,76	567,9	59,14
P4	2E	562,22	1082,2	519,98
	2I	603,21	809,93	206,72
	2M	571,39	701,59	130,20
	4E	557,38	809,01	251,63
	4EI	809,01	678,71	130,30
	4I	593,93	708,51	114,58
	6P	586,09	671,43	85,34
P5	2E	648,43	809,73	161,30
	2I	656,42	886,25	229,83
	2M	628,91	846,23	217,32
	4E	678,98	849,21	170,23
	4EI	643,24	804,45	161,21
	4I	641,87	812,98	171,11
	6P	658,77	781,64	122,87

Observa-se na Tab. 5.1 que a maioria dos deslocamentos absolutos do lado A são menores que aqueles do lado B para o corte mediano, ou seja, naquele segmento (lado A), a fixação era mais rígida por causa do travamento do cilindro de alumínio. Em contrapartida, no lado B a condição de contorno da base permitia movimentos rotacionais do apoio.

Para cada configuração analisada foram obtidas as curvas do deslocamento relativo em função da posição da miniplaca. As Fig. 5.5 a Fig. 5.11 apresentam os deslocamentos relativos para o corte mediano com uma miniplaca para diferentes configurações de fixação por parafusos.

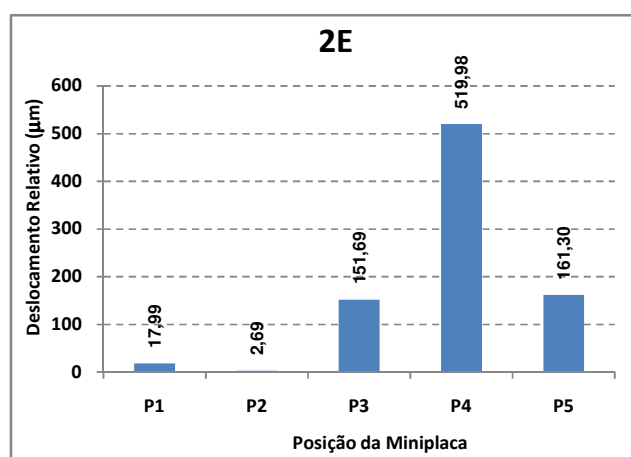


Figura 5.5- Deslocamentos relativos para cada posição da miniplaca para a configuração de colocação dos parafusos 2E – Corte Mediano.

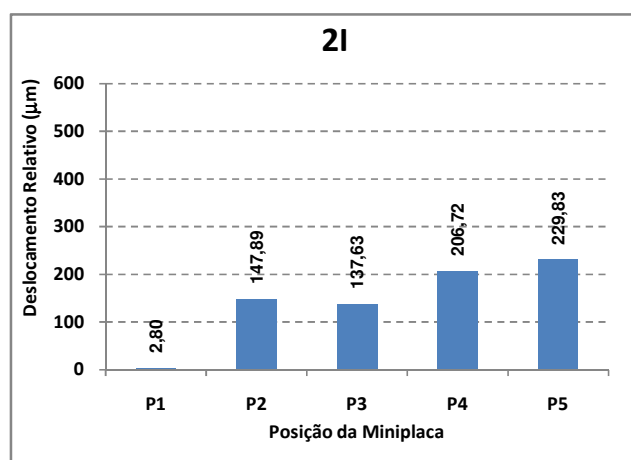


Figura 5.6- Deslocamentos relativos para cada posição da miniplaca para a configuração de colocação dos parafusos 2I – Corte Mediano.

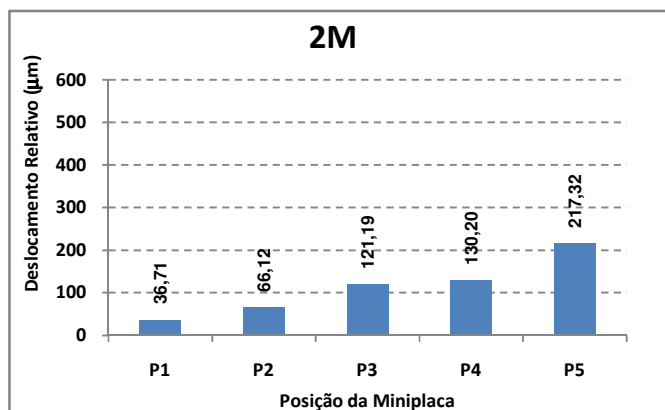


Figura 5.7- Deslocamentos relativos para cada posição da miniplaca para a configuração de colocação dos parafusos 2M – Corte Mediano.

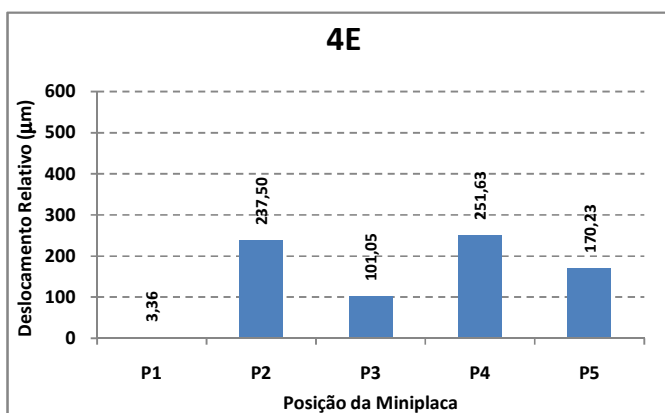


Figura 5.8- Deslocamentos relativos para cada posição da miniplaca para a configuração de colocação dos parafusos 4E – Corte Mediano.

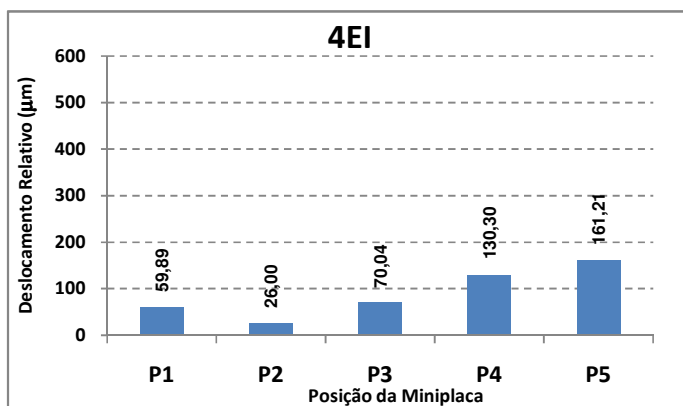


Figura 5.9- Deslocamentos relativos para cada posição da miniplaca para a configuração de colocação dos parafusos 4EI – Corte Mediano.

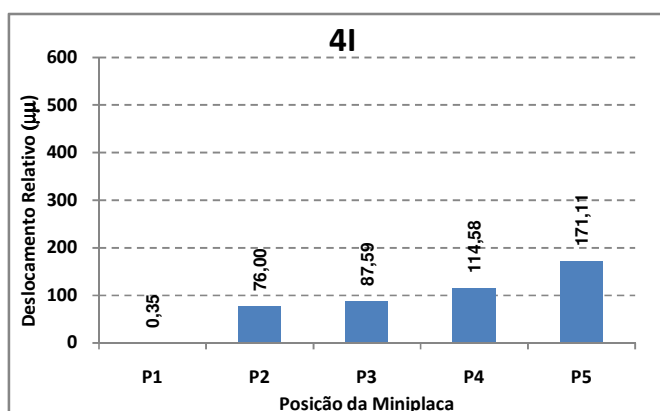


Figura 5.10- Deslocamentos relativos para cada posição da miniplaca para a configuração de colocação dos parafusos 4I – Corte Mediano.

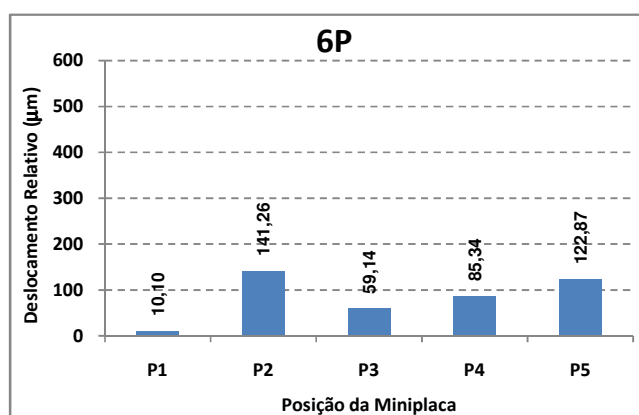


Figura 5.11- Deslocamentos relativos para cada posição da miniplaca para a configuração de colocação dos parafusos 6P – Corte Mediano.

Por estes resultados, observa-se que os deslocamentos tendem a crescer à medida que a miniplaca se desloca em direção às raízes dos dentes, ou seja, mais próximos de P5, e que a configuração com dois parafusos posicionados afastados da linha de corte foi a que apresentou os maiores deslocamentos relativos. Esta também foi a configuração em que os deslocamentos foram mais uniformes para as diferentes posições de miniplacas. Para as demais configurações, os deslocamentos foram variáveis para diferentes posições.

As Fig. 5.12 a Fig. 5.16 mostram os deslocamentos relativos de cada configuração de quantidade/posição dos parafusos para cada posição da miniplaca.

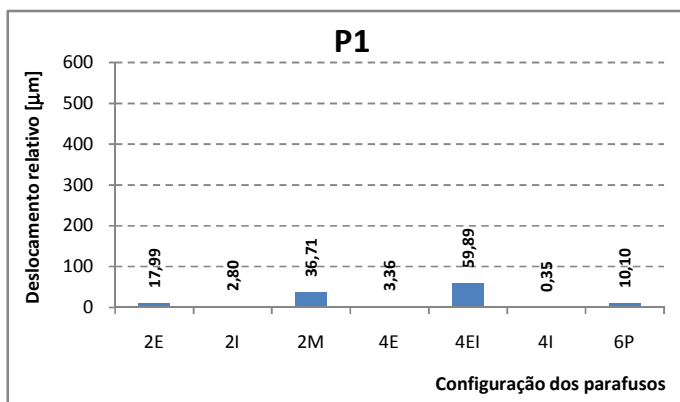


Figura 5.12- Deslocamentos relativos para as configurações de parafusos na posição P1 da miniplaca - Corte Mediano.

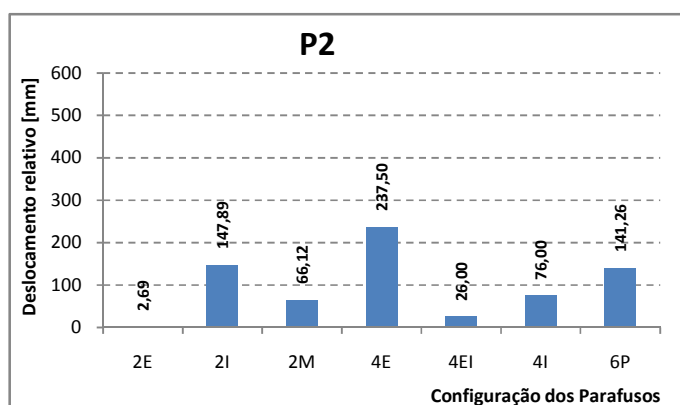


Figura 5.13- Deslocamentos relativos para as configurações de parafusos na posição P2 da miniplaca - Corte Mediano.

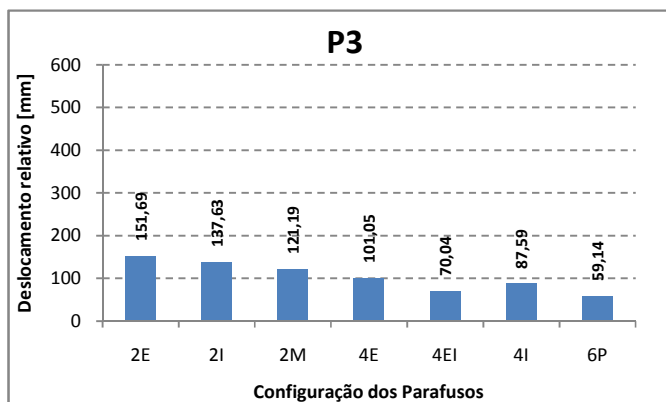


Figura 5.14- Deslocamentos relativos para as configurações de parafusos na posição P3 da miniplaca - Corte Mediano.

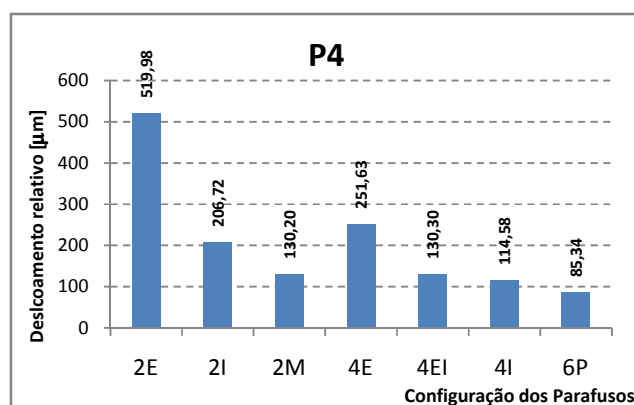


Figura 5.15- Deslocamentos relativos para as configurações de parafusos na posição P4 da miniplaca - Corte Mediano.

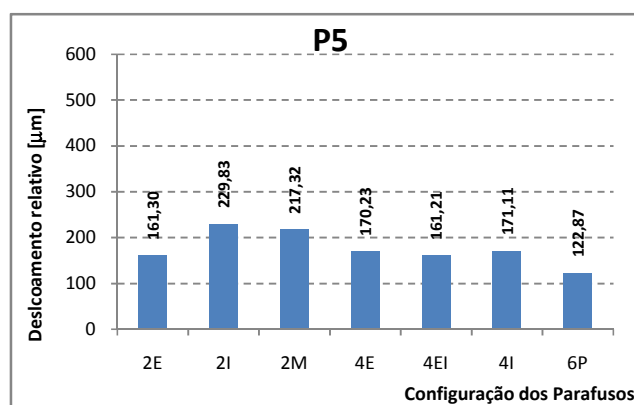


Figura 5.16- Deslocamentos relativos para as configurações de parafusos na posição P5 da miniplaca - Corte Mediano.

Considerando o efeito de posicionamento da miniplaca, observa-se que os deslocamentos relativos vão aumentando da posição P1 em direção a posição P5 (da borda inferior às raízes dos dentes da mandíbula) para praticamente todas as posições. Observa-se também que a configuração com seis parafusos (6P) apresentou quase sempre menores deslocamentos se comparada às outras, exceto nas posições P2 e P1.

5.1.2- Corte paramediano fixado com uma miniplaca

A Tab. 5.2 mostra os valores dos deslocamentos médios para os segmentos ósseos, lado A e B, para as cinco posições da miniplaca e sete configurações organizadas de acordo com a

quantidade e posição dos parafusos utilizados na miniplaca. Os deslocamentos relativos indicam os diferentes níveis de estabilidade de fixação para as configurações estudadas.

Tabela 5.2- Deslocamentos para as várias configurações no corte paramediano com uma miniplaca.

Ensaio	Config.	U_A [μm]	U_B [μm]	$\Delta U = U_A - U_B $ [μm]
P1	2E	682,74	621,12	61,62
	2I	402,64	363,75	38,89
	2M	363,75	345,99	17,76
	4E	238,31	349,30	110,99
	4EI	355,21	388,76	33,55
	4I	271,77	265,37	6,40
	6P	221,33	205,64	15,69
P2	2E	301,97	383,25	81,28
	2I	722,82	559,77	163,05
	2M	549,55	469,15	80,40
	4E	305,42	274,83	30,59
	4EI	415,17	344,87	70,30
	4I	545,57	435,05	110,52
	6P	361,04	258,90	102,14
P3	2E	592,62	481,52	111,10
	2I	786,09	547,40	238,69
	2M	625,51	448,02	177,49
	4E	382,23	477,86	95,63
	4EI	598,93	426,34	172,59
	4I	662,29	524,58	137,71
	6P	581,88	469,90	111,98
P4	2E	570,30	396,39	173,91
	2I	695,60	457,06	238,54
	2M	832,85	731,46	101,39
	4E	545,88	396,27	149,61
	4EI	561,72	350,02	211,70
	4I	675,78	420,03	255,75
	6P	603,41	396,23	207,18
P5	2E	713,54	537,81	175,73
	2I	871,26	609,40	261,86
	2M	794,69	547,05	247,64
	4E	767,83	529,12	238,71
	4EI	734,41	556,88	177,53
	4I	781,64	511,63	270,01
	6P	676,59	518,73	157,86

Ao contrário do corte mediano, observou-se que os deslocamentos do lado A são maiores que os deslocamentos do lado B. As Fig. 5.17 a 5.23 mostram as curvas da força *versus* deslocamento das diversas configurações avaliadas para o corte paramediano.

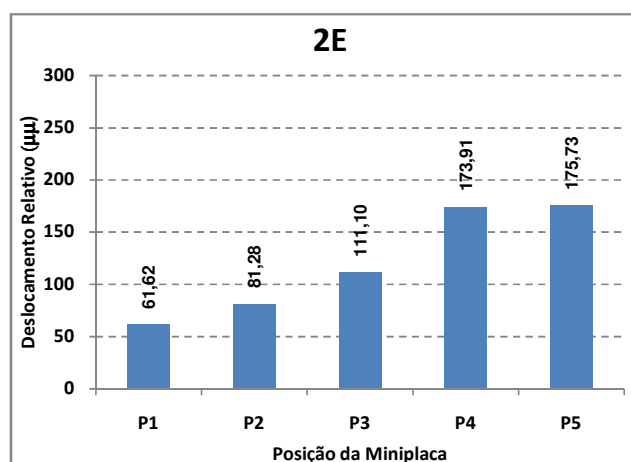


Figura 5.17- Deslocamentos relativos para cada posição da miniplaca para a configuração de colocação dos parafusos 2E – Corte Paramediano.

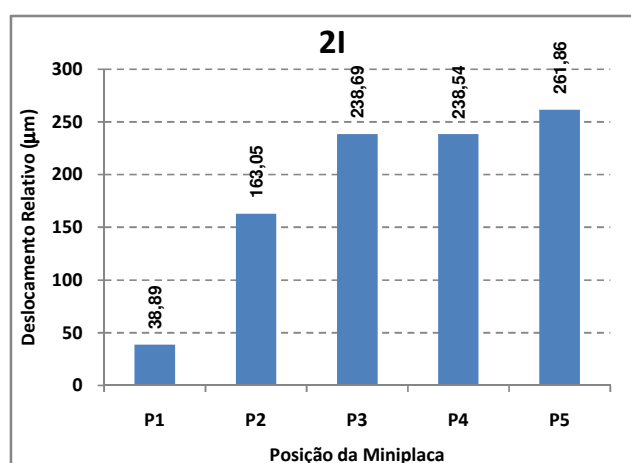


Figura 5.18- Deslocamentos relativos para cada posição da miniplaca para a configuração de colocação dos parafusos 2I – Corte Paramediano.

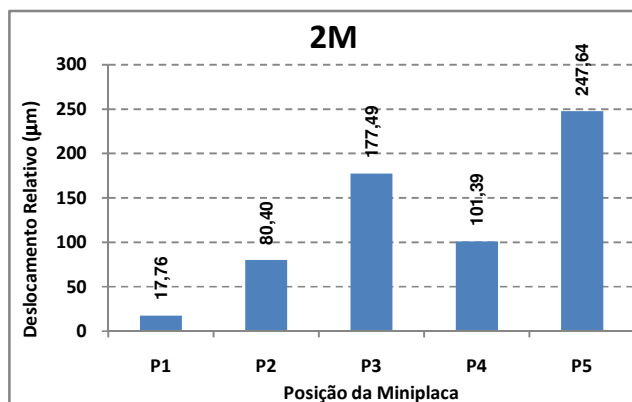


Figura 5.19- Deslocamentos relativos para cada posição da miniplaca para a configuração de colocação dos parafusos 2M – Corte Paramediano.

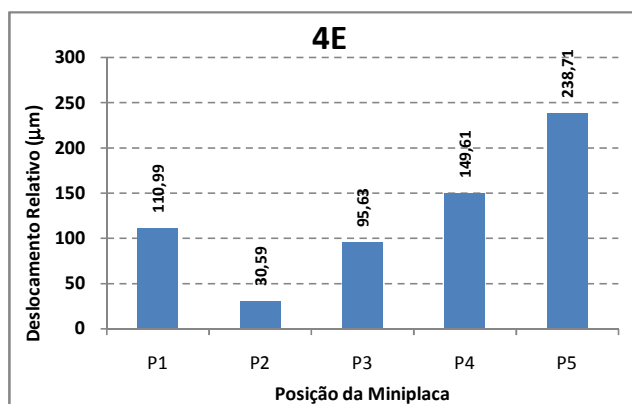


Figura 5.20- Deslocamentos relativos para cada posição da miniplaca para a configuração de colocação dos parafusos 4E – Corte Paramediano.

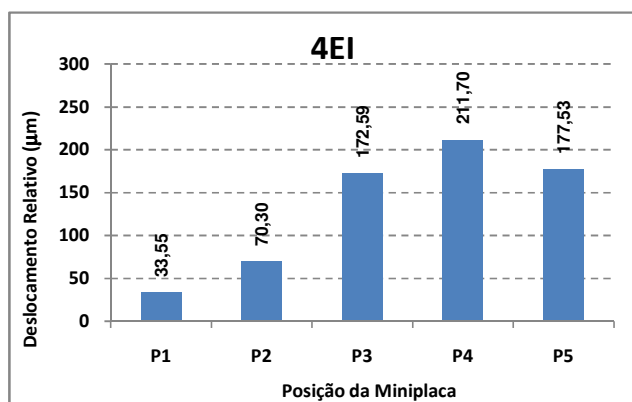


Figura 5.21- Deslocamentos relativos para cada posição da miniplaca para a configuração de colocação dos parafusos 4EI – Corte Paramediano.

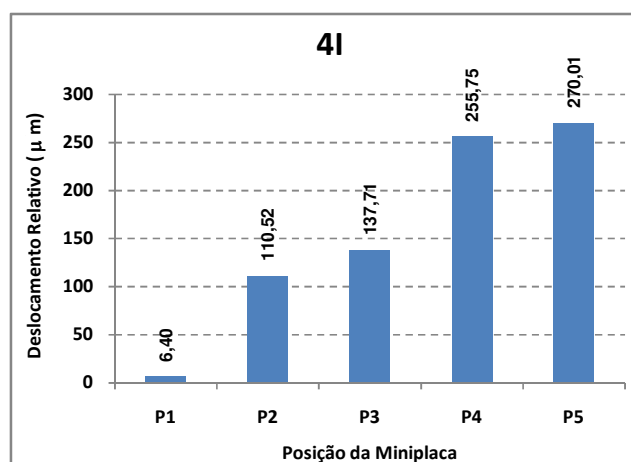


Figura 5.22- Deslocamentos relativos para cada posição da miniplaca para a configuração de colocação dos parafusos 4I – Corte Paramediano.

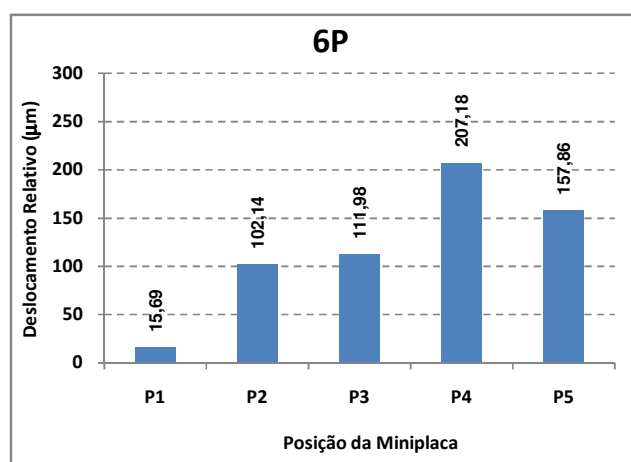


Figura 5.23- Deslocamentos relativos para cada posição da miniplaca para a configuração de colocação dos parafusos 6P – Corte Paramediano.

Observa-se também que para o corte paramediano fixado com uma miniplaca, para quase todas as configurações de parafusos os deslocamentos relativos aumentam à medida que a miniplaca se desloca na direção das raízes dos dentes. A configuração com dois parafusos próximos à linha de corte (2I) foi a que apresentou os maiores deslocamentos relativos e a configuração com seis parafusos (6P) apresentou os menores deslocamentos relativos.

As Fig. 5.24 a 5.28 mostram os deslocamentos relativos para as diferentes possibilidades de fixação dos parafusos considerando a posição de fixação da miniplaca no corte paramediano.

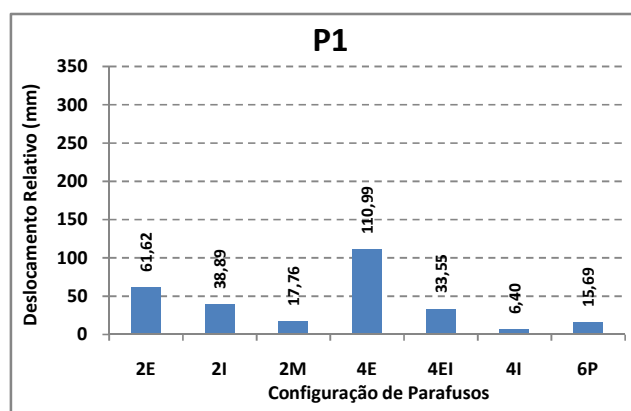


Figura 5.24 - Deslocamentos relativos para configuração de parafusos na posição P1 da miniplaca - Corte Paramediano.

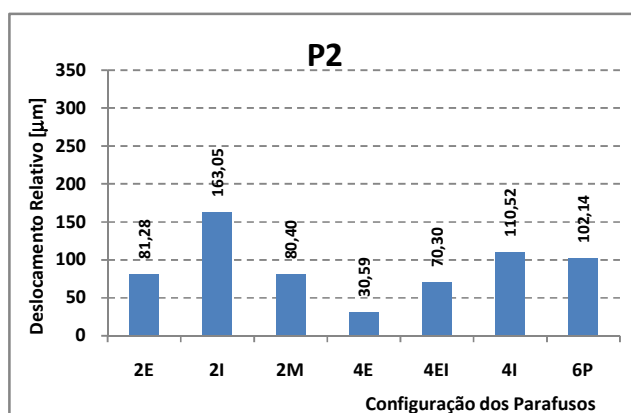


Figura 5.25- Deslocamentos relativos para configuração de parafusos na posição P2 da miniplaca - Corte Paramediano.

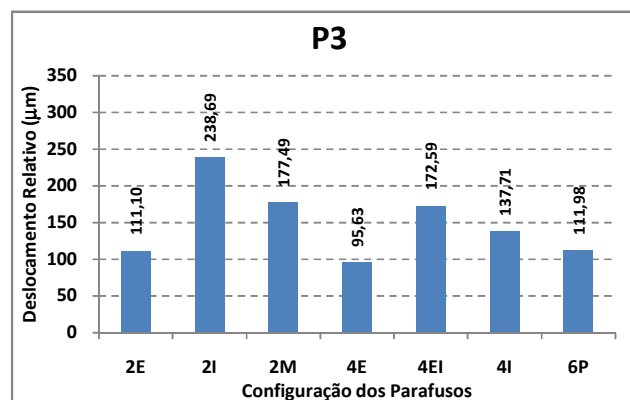


Figura 5.26- Deslocamentos relativos para configuração de parafusos na posição P3 da miniplaca - Corte Paramediano.

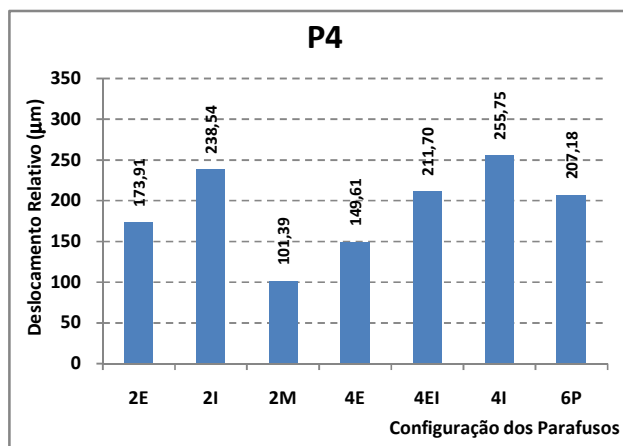


Figura 5.27- Deslocamentos relativos para configuração de parafusos na posição P4 da miniplaca - Corte Paramediano.

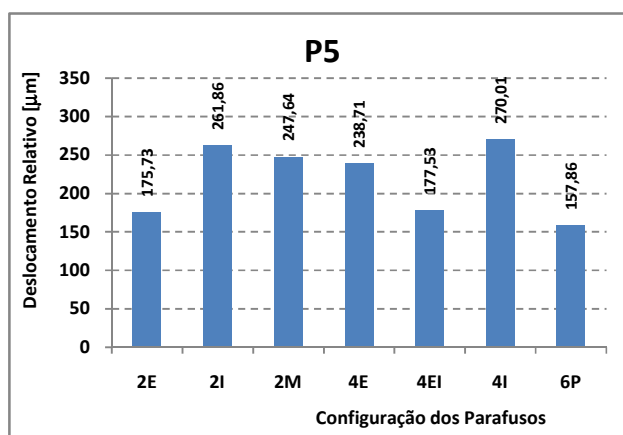


Figura 5.28- Deslocamentos relativos para configuração de parafusos na posição P5 da miniplaca - Corte Paramediano.

Analisando somente a posição da miniplaca, observou-se que para uma única miniplaca, tanto para o corte mediano quanto para o corte paramediano, a posição P1, na região mais inferior da mandíbula, é a que apresentou os menores deslocamentos relativos médios e, portanto, a melhor estabilidade. Em contrapartida, as posições P4 e P5 foram as que apresentaram os maiores deslocamentos relativos médios para o corte mediano e corte paramediano, respectivamente. Logo, estas duas posições apresentaram os piores resultados em termos de estabilidade. Essas duas posições estão localizadas logo abaixo das raízes dos dentes, mostrando que os resultados eram coerentes com o efeito físico esperado considerando a configuração do carregamento aplicado e condições de contorno, ou seja, quando se coloca a miniplaca na região inferior da mandíbula esta enrijece a região,

contribuindo para um menor deslocamento relativo das partes osteotomizadas do que quando se coloca a miniplaca na região superior, logo abaixo da raiz dos dentes. Quanto mais a miniplaca se aproxima da raiz dos dentes, região superior, maiores são os deslocamentos relativos. O gráfico mostrado na Fig. 5.29 indica esta tendência, tanto para o corte mediano, quanto para o corte paramediano. Para esta figura, foram calculadas as médias dos deslocamentos relativos de todas as configurações de fixação dos parafusos considerando as cinco posições de uma miniplaca simples (de P1 a P5).

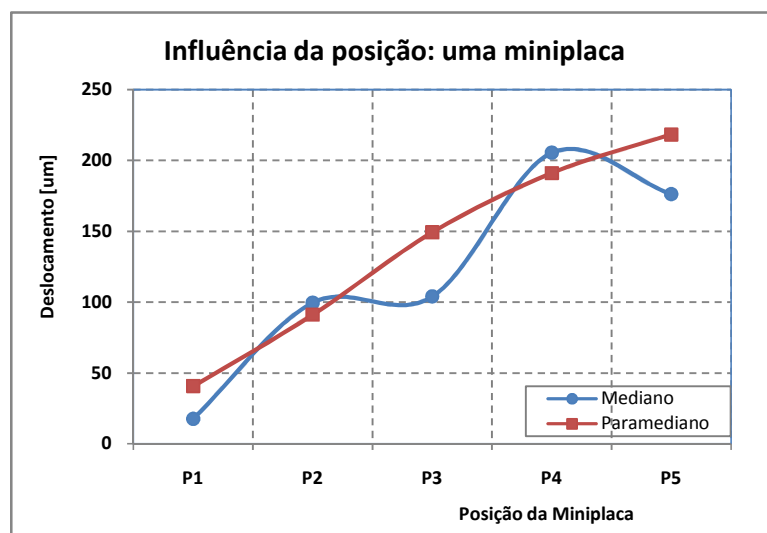


Figura 5.29 - Deslocamentos relativos para cada posição de uma miniplaca para Corte Mediano e Paramediano.

Na Fig. 5.29 observa-se que para a miniplaca posicionada na parte inferior da mandíbula (P1), ocorreu um deslocamento duas vezes maior para o corte paramediano (40,70 e 17,72 mm) e na parte superior (P5) a diferença foi de aproximadamente 23% (218,48 e 176,27 mm) maior também para corte paramediano.

5.1.3- Corte mediano fixado com duas miniplacas

Da mesma forma que para uma miniplaca, são apresentados os deslocamentos relativos para as várias posições de colocação com duas miniplacas (Tab. 5.3 – Corte Mediano). Comparando os dados dessa tabela com aqueles da Tab. 5.1, verifica-se que nas duas condições, os deslocamentos absolutos da porção B são maiores que os deslocamentos absolutos da porção A do corpo-de-prova ensaiado.

Tabela 5.3- Deslocamentos relativos para as várias configurações de posição dos parafusos para Corte Mediano com duas miniplacas.

Ensaio	Config.	U_A [μm]	U_B [μm]	$\Delta U = U_A - U_B $ [μm]
P2P1	2E	397,38	420,24	22,86
	2I	406,72	510,73	104,01
	2M	439,46	445,53	6,07
	4E	348,70	464,23	115,53
	4EI	341,55	420,11	78,56
	4I	360,86	387,36	26,50
	6P	374,70	397,07	22,37
P3P1	2E	404,59	419,62	15,03
	2I	467,10	546,53	79,43
	2M	383,19	460,47	77,28
	4E	381,40	361,84	19,56
	4EI	376,92	307,31	69,61
	4I	376,04	374,03	2,01
	6P	313,59	345,30	31,71
P4P1	2E	320,74	395,66	74,92
	2I	362,42	426,73	64,31
	2M	420,55	436,19	15,64
	4E	317,33	362,70	45,37
	4EI	229,96	351,14	121,18
	4I	214,56	299,56	85,00
	6P	195,42	249,83	54,41
P5P1	2E	384,72	496,99	112,27
	2I	339,41	529,04	189,63
	2M	356,60	526,60	170,00
	4E	346,52	413,16	66,64
	4EI	338,10	337,06	1,04
	4I	355,15	344,92	10,23
	6P	262,32	339,49	77,17
P3P2	2E	583,24	631,28	48,04
	2I	568,33	673,38	105,05
	2M	570,60	754,89	184,29
	4E	511,75	627,15	115,40
	4EI	560,52	517,47	43,05
	4I	523,31	563,64	40,33
	6P	483,61	524,93	41,32
P4P2	2E	562,60	616,26	53,66
	2I	629,63	756,27	126,64
	2M	662,89	770,04	107,15
	4E	492,61	610,61	118,00
	4EI	489,55	633,79	144,24

Continuação da Tab. 5.3.

Ensaio	Config.	U_A [μm]	U_B [μm]	$\Delta U = U_A - U_B $ [μm]
P4P2	4I	541,54	766,12	224,58
	6P	528,69	582,68	53,99
P5P2	2E	424,01	680,56	256,55
	2I	405,78	551,87	146,09
	2M	601,63	495,40	106,23
	4E	428,14	437,14	9,00
	4EI	288,40	560,45	272,05
	4I	352,39	534,69	182,30
	6P	399,26	401,68	2,42
P4P3	2E	685,37	743,44	58,07
	2I	670,28	724,83	54,55
	2M	653,21	754,96	101,75
	4E	593,22	695,08	101,86
	4EI	571,82	690,89	119,07
	4I	639,36	779,57	140,21
	6P	559,32	656,34	97,02
P5P3	2E	602,15	752,03	149,88
	2I	665,40	794,01	128,61
	2M	658,52	792,57	134,05
	4E	607,33	675,75	68,42
	4EI	578,33	616,75	38,42
	4I	658,76	646,77	11,99
	6P	504,38	618,99	114,61
P5P4	2E	725,65	874,58	148,93
	2I	741,35	860,66	119,31
	2M	739,42	826,70	87,28
	4E	735,96	813,55	77,59
	4EI	685,38	851,37	165,99
	4I	684,36	817,45	133,09
	6P	686,93	735,65	48,72

As Fig. 5.30 a 5.46 apresentam os deslocamentos relativos em função da posição das duas miniplacas utilizadas para fixar o corte mediano.

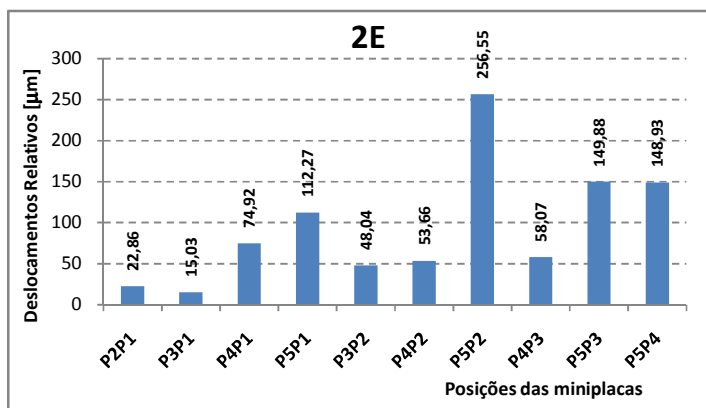


Figura 5.30- Deslocamentos relativos para cada posição da miniplaca para a configuração 2E – Corte Mediano.

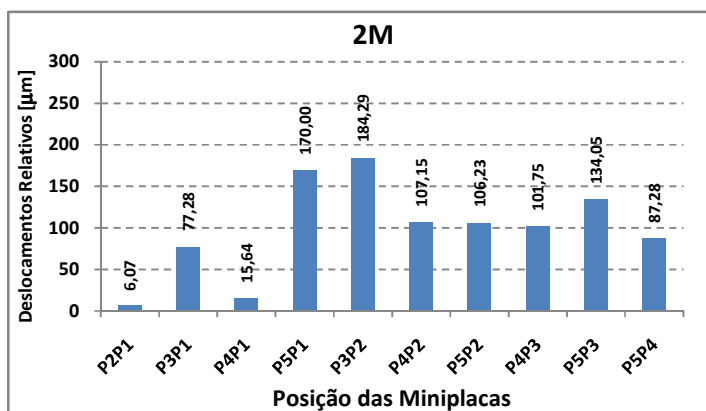


Figura 5.31- Deslocamentos relativos para cada posição da miniplaca para a configuração 2M – Corte Mediano.

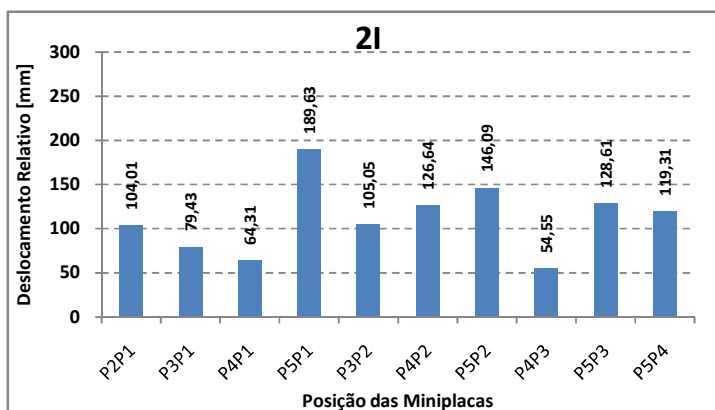


Figura 5.32- Deslocamentos relativos para cada posição da miniplaca para a configuração 2I – Corte Mediano.

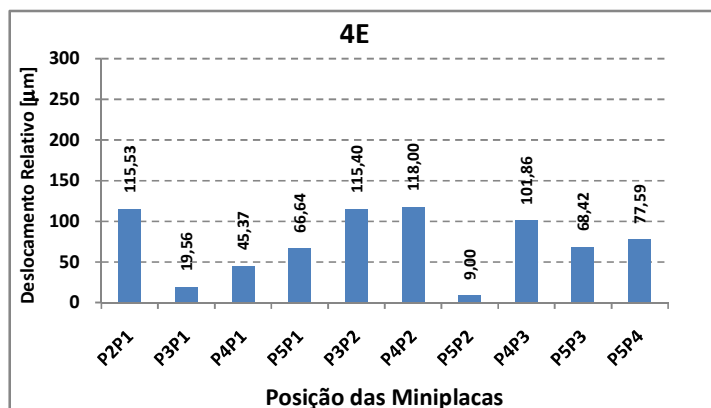


Figura 5.33- Deslocamentos relativos para cada posição da miniplaca para a configuração 4E – Corte Mediano.

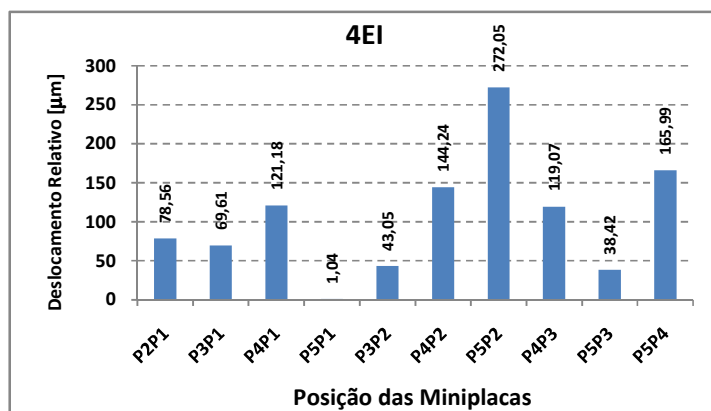


Figura 5.34- Deslocamentos relativos para cada posição da miniplaca para a configuração 4EI – Corte Mediano.

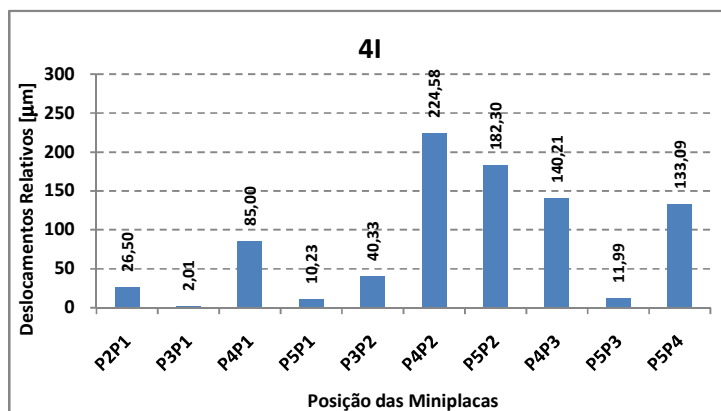


Figura 5.35- Deslocamentos relativos para cada posição da miniplaca para a configuração 4I – Corte Mediano.

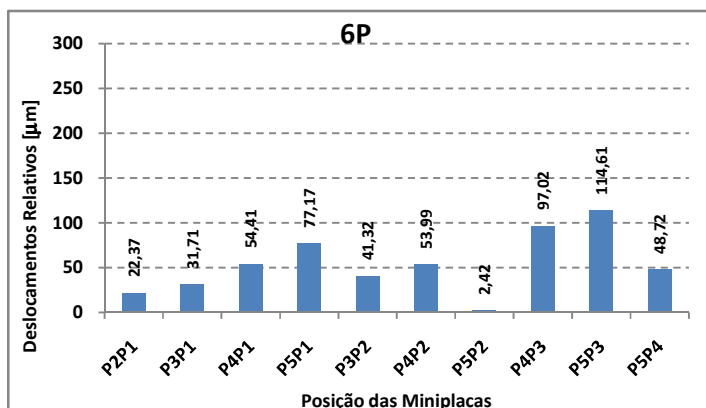


Figura 5.36- Deslocamentos relativos para cada posição da miniplaca para a configuração 6P – Corte Mediano.

Observa-se que para o corte mediano fixado com duas miniplacas os menores deslocamentos foram para a configuração com seis parafusos. Em contrapartida a configuração com dois parafusos posicionados internamente em relação à linha de corte foi a que apresentou maiores deslocamentos relativos para praticamente todas as posições das miniplacas. Já com uma miniplaca, a configuração com quatro parafusos posicionados externamente apresentou maiores deslocamentos.

As Fig. 5.37 a 5.46 mostram os deslocamentos relativos das configurações de quantidade/posição dos parafusos para cada posição de fixação das duas miniplacas no corte mediano.

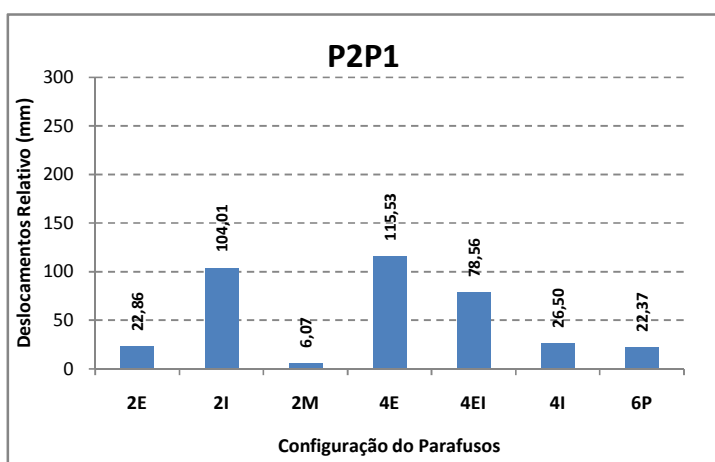


Figura 5.37- Deslocamentos relativos para configuração de parafusos na posição P2P1 das miniplacas- Corte Mediano.

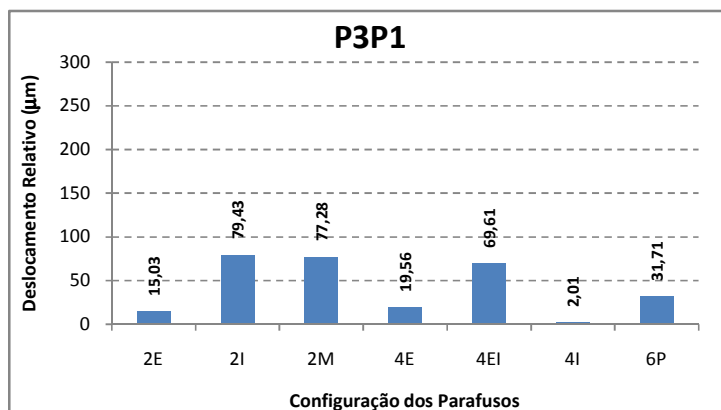


Figura 5.38- Deslocamentos relativos para configuração de parafusos na posição P3P1 das miniplacas- Corte Mediano.

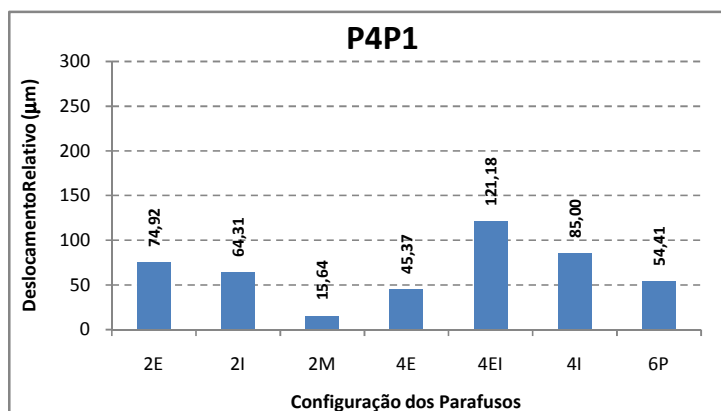


Figura 5.39- Deslocamentos relativos para configuração de parafusos na posição P4P1 das miniplacas - Corte Mediano.

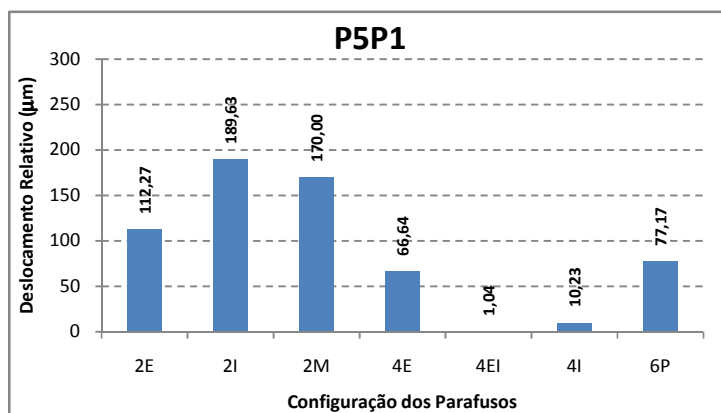


Figura 5.40- Deslocamentos relativos para configuração de parafusos na posição P5P1 das miniplacas- Corte Mediano.

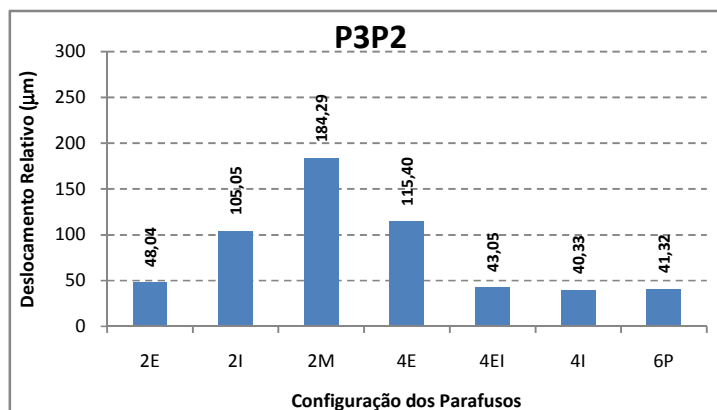


Figura 5.41- Deslocamentos relativos para configuração de parafusos na posição P3P2 das miniplacas - Corte Mediano.

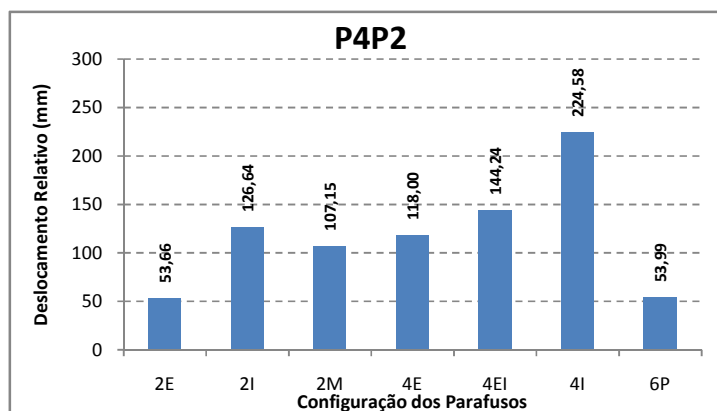


Figura 5.42- Deslocamentos relativos para configuração de parafusos na posição P4P2 das miniplacas - Corte Mediano.

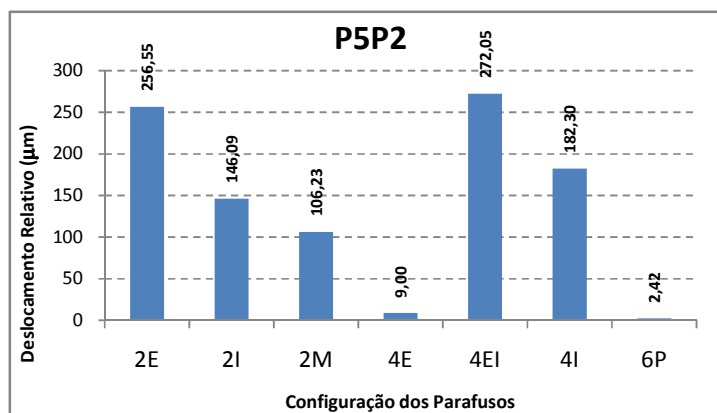


Figura 5.43- Deslocamentos relativos para configuração de parafusos na posição P5P2 das miniplacas - Corte Mediano.

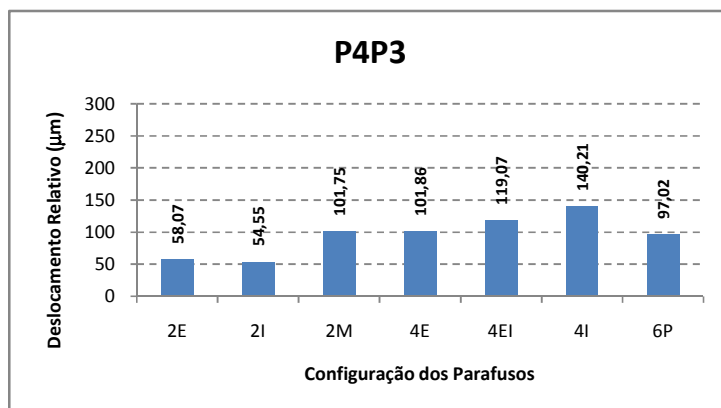


Figura 5.44- Deslocamentos relativos para configuração de parafusos na posição P4P3 das miniplacas - Corte Mediano.

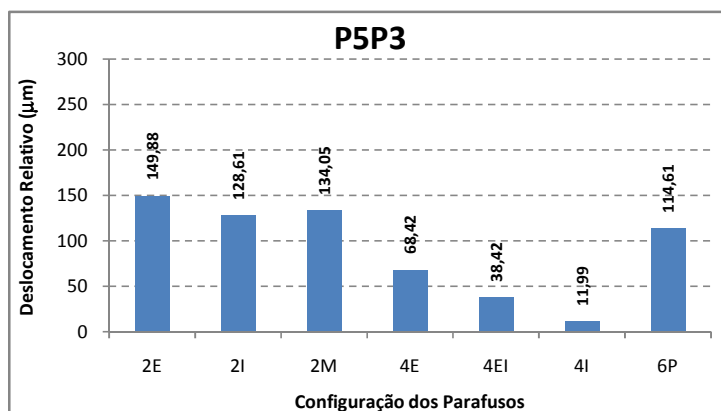


Figura 5.45- Deslocamentos relativos para configuração de parafusos na posição P5P3 das miniplacas - Corte Mediano.

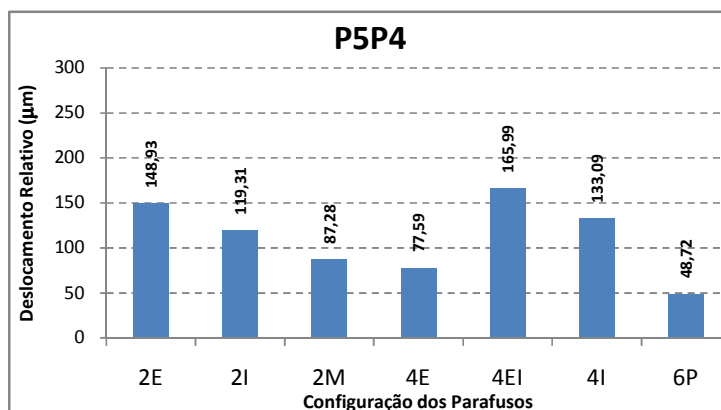


Figura 5.46- Deslocamentos relativos para configuração de parafusos na posição P5P4 das miniplacas - Corte Mediano.

Observa-se que, para o corte mediano fixado com duas miniplacas, as condições de posicionamento com uma miniplaca na borda inferior da mandíbula (P2P1, P3P1) e aquelas condições com as duas miniplacas adjacentes (P3P2 e P4P3) apresentaram deslocamentos relativos um pouco menores do que as demais condições de posicionamento das miniplacas. Quando as duas miniplacas estavam distantes da borda inferior da mandíbula (P5P4), os deslocamentos relativos foram ligeiramente superiores às demais condições.

5.1.4- Corte paramediano fixado com duas miniplacas

A Tab. 5.4 mostra os deslocamentos relativos médios para as medidas feitas com o corte paramediano e fixação feita por duas miniplacas. Comparando os resultados dos deslocamentos absolutos apresentados nas Tab. 5.4 e Tab. 5.2 (corte paramediano fixado com uma miniplaca), estes, na maioria, são maiores na porção A do que os da porção B.

Tabela 5.4- Deslocamentos relativos para as várias configurações no corte paramediano com duas miniplacas.

Ensaio	Config.	U_A [μm]	U_B [μm]	$\Delta U = U_A - U_B $ [μm]
P2P1	2E	252,15	258,15	6,00
	2I	367,68	386,34	18,66
	2M	324,13	326,07	1,94
	4E	198,39	275,47	77,08
	4EI	239,63	241,32	1,69
	4I	234,31	258,69	24,38
	6P	242,72	284,74	42,02
P3P1	2E	254,62	364,58	109,96
	2I	407,16	427,21	20,05
	2M	275,99	303,76	27,77
	4E	253,01	277,18	24,17
	4EI	288,88	282,09	6,79
	4I	260,29	340,50	80,21
	6P	250,42	258,51	8,09
P4P1	2E	457,23	409,49	47,74
	2I	330,62	290,04	40,58
	2M	261,79	351,97	90,18
	4E	276,24	332,50	56,26
	4EI	253,17	235,45	17,72
	4I	357,13	309,79	47,34
	6P	333,84	324,48	9,36

Continuação da Tab. 5.4

P5P1	2E	473,84	353,40	120,44
	2I	562,44	459,36	103,08
	2M	478,53	430,50	48,03
	4E	449,11	329,01	120,10
	4EI	445,43	289,78	155,65
	4I	428,87	286,11	142,76
	6P	377,83	344,97	32,86
P3P2	2E	361,99	368,96	6,97
	2I	629,68	466,08	163,60
	2M	617,74	331,10	286,64
	4E	385,84	367,08	18,76
	4EI	355,00	311,67	43,33
	4I	443,06	460,37	17,31
	6P	362,19	317,94	44,25
P4P2	2E	390,18	437,30	47,12
	2I	668,39	512,74	155,65
	2M	703,08	667,02	36,06
	4E	410,88	370,90	39,98
	4EI	405,11	375,80	29,31
	4I	628,17	427,56	200,61
	6P	413,95	336,82	77,13
P5P2	2E	493,13	516,25	23,12
	2I	689,98	405,75	284,23
	2M	611,60	441,70	169,90
	4E	439,98	318,58	121,40
	4EI	374,95	584,87	209,92
	4I	584,87	464,96	119,91
	6P	393,13	376,93	16,20
P4P3	2E	533,24	514,51	18,73
	2I	693,92	504,15	189,77
	2M	708,47	743,04	34,57
	4E	493,46	470,75	22,71
	4EI	523,93	463,64	60,29
	4I	635,26	510,94	124,32
	6P	558,32	400,41	157,91
P5P4	2E	730,71	550,07	180,64
	2I	794,66	494,35	300,31
	2M	688,22	485,81	202,41
	4E	555,37	456,97	98,40
	4EI	575,08	499,76	75,32
	4I	733,19	575,72	157,47
	6P	612,69	474,34	138,35

Continuação da Tab. 5.4.

P5P4	2E	661,36	534,53	126,83
	2I	775,92	536,77	239,15
	2M	765,20	505,76	259,44
	4E	661,96	516,51	145,45
	4EI	655,97	426,53	229,44
	4I	717,29	483,91	233,38
	6P	646,95	443,62	203,33

Para cada configuração analisada foram feitas as curvas do deslocamento relativo médio em função das posições das miniplacas. As Fig. 5.47 a 5.53 mostram estas curvas para o corte paramediano fixado com duas miniplacas.

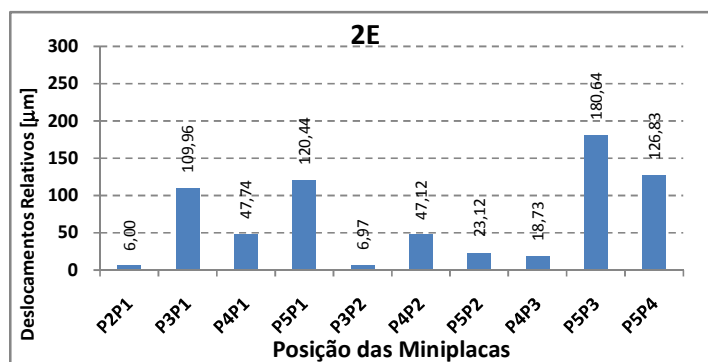


Figura 5.47- Deslocamentos relativos para cada posição das miniplacas para a configuração 2E – Corte Paramediano.

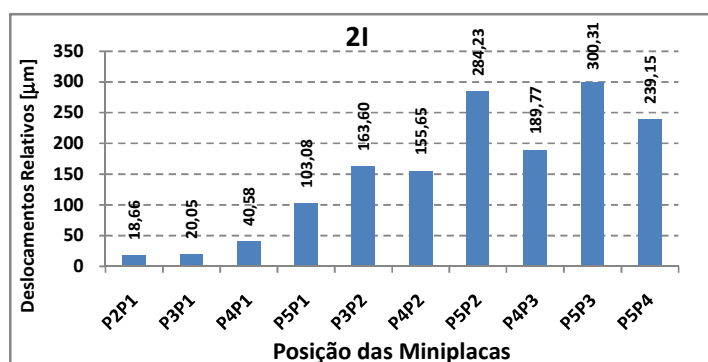


Figura 5.48- Deslocamentos relativos para cada posição das miniplacas para a configuração 2I – Corte Paramediano.

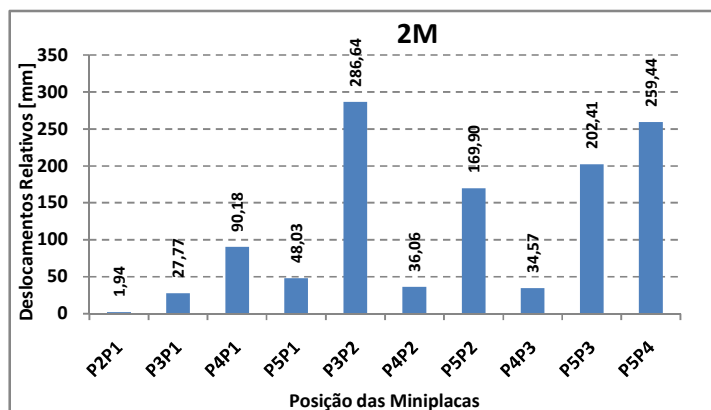


Figura 5.49- Deslocamentos relativos para cada posição das miniplacas para a configuração 2M – Corte Paramediano.

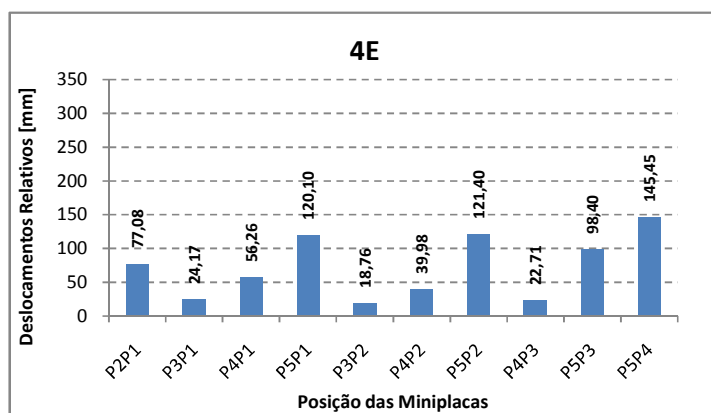


Figura 5.50- Deslocamentos relativos para cada posição das miniplacas para a configuração 4E – Corte Paramediano.

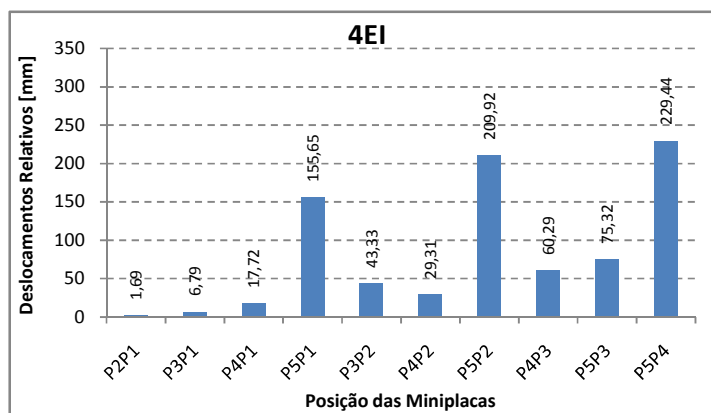


Figura 5.51- Deslocamentos relativos para cada posição das miniplacas para a configuração 4EI – Corte Paramediano.

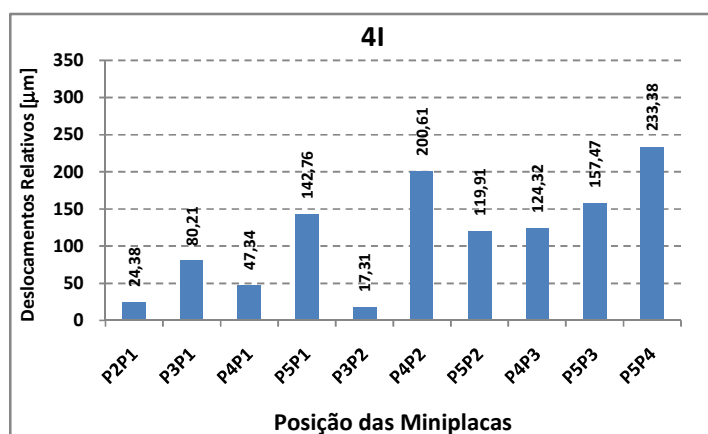


Figura 5.52- Deslocamentos relativos para cada posição das miniplacas para a configuração 4I – Corte Paramediano.

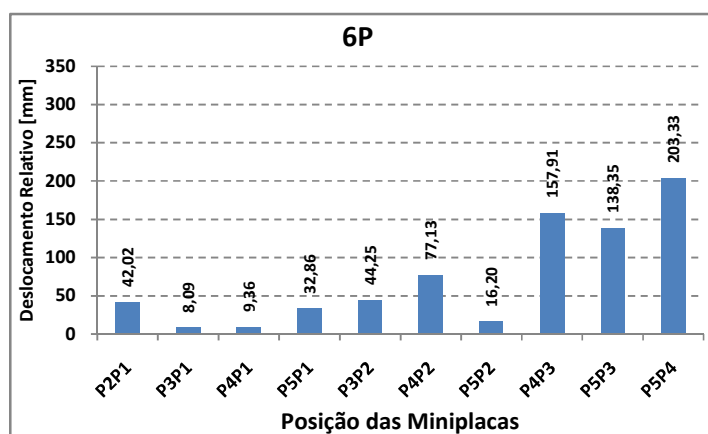


Figura 5.53- Deslocamentos relativos para cada posição das miniplacas para a configuração 6P – Corte Paramediano.

Os gráficos das Fig. 5.54 a 5.63 mostram os deslocamentos relativos das configurações de quantidade/posição dos parafusos para cada posição das miniplacas no corte paramediano.

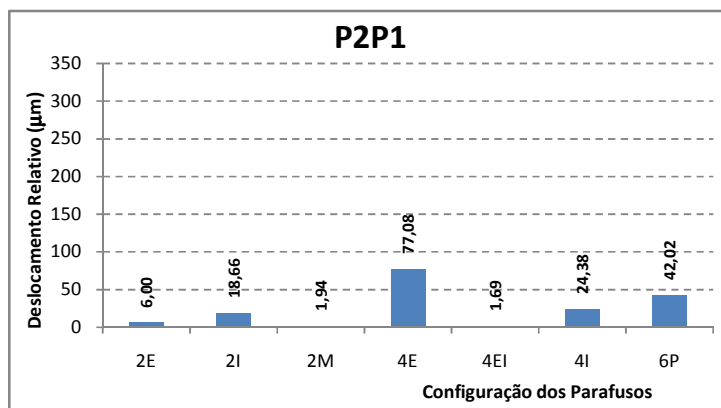


Figura 5.54- Deslocamentos relativos para configuração de parafusos na posição P1P2 da miniplaca- Corte Paramediano.

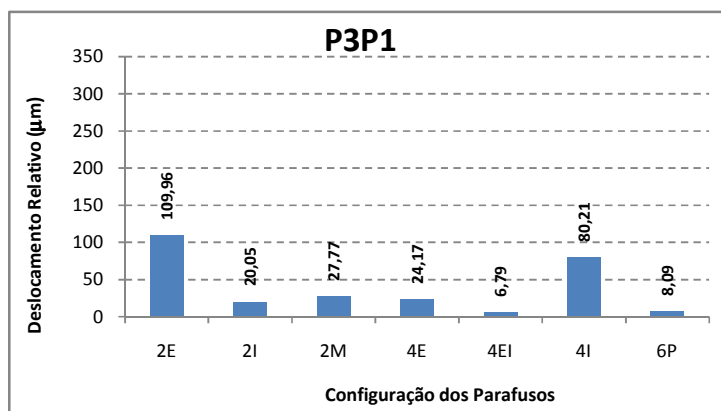


Figura 5.55- Deslocamentos relativos para configuração de parafusos na posição P1P3 da miniplaca- Corte Paramediano.

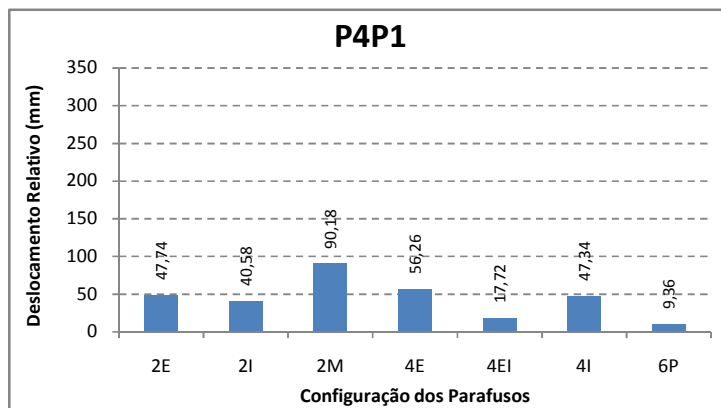


Figura 5.56- Deslocamentos relativos para configuração de parafusos na posição P1P4 da miniplaca- Corte Paramediano.

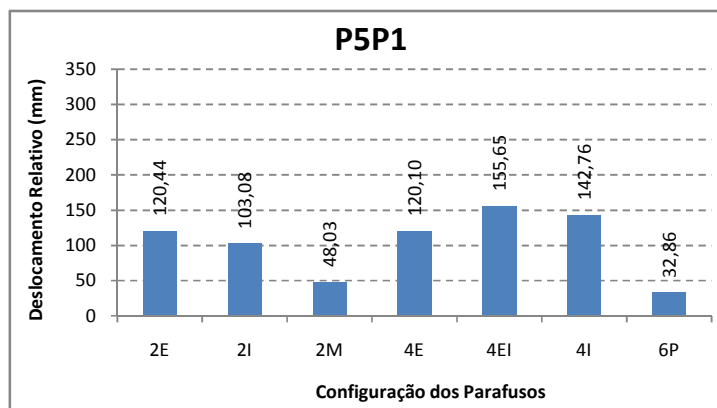


Figura 5.57- Deslocamentos relativos para configuração de parafusos na posição P1P5 da miniplaca- Corte Paramediano.

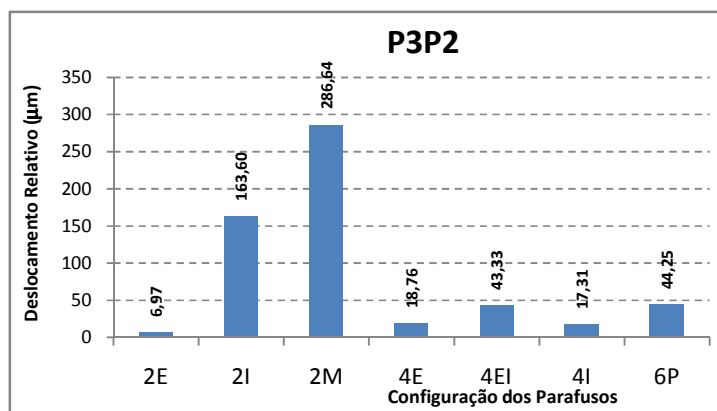


Figura 5.58- Deslocamentos relativos para configuração de parafusos na posição P2P3 da miniplaca- Corte Paramediano.

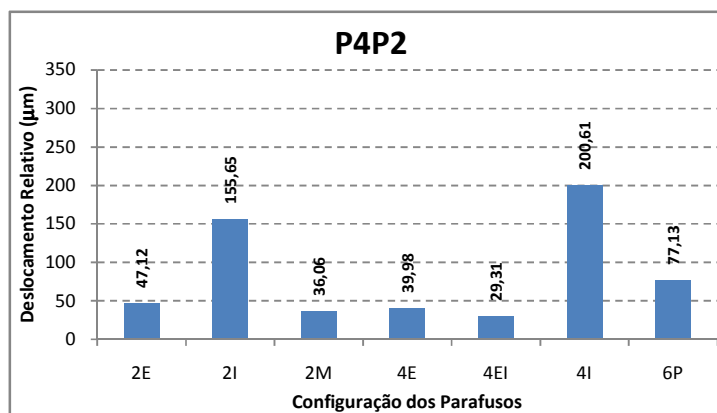


Figura 5.59- Deslocamentos relativos para configuração de parafusos na posição P2P4 da miniplaca- Corte Paramediano.

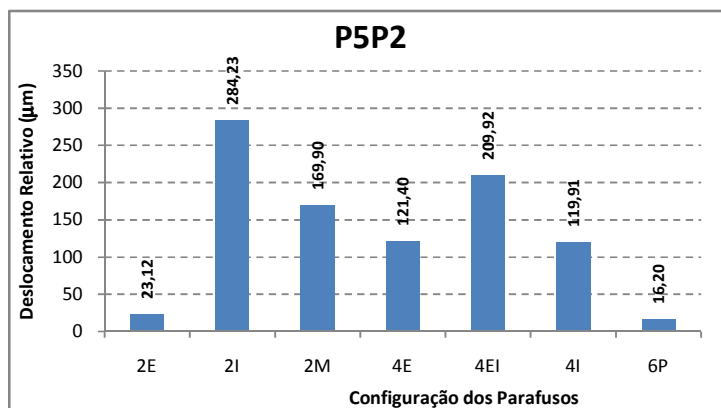


Figura 5.60- Deslocamentos relativos para configuração de parafusos na posição P2P5 da miniplaca- Corte Paramediano.

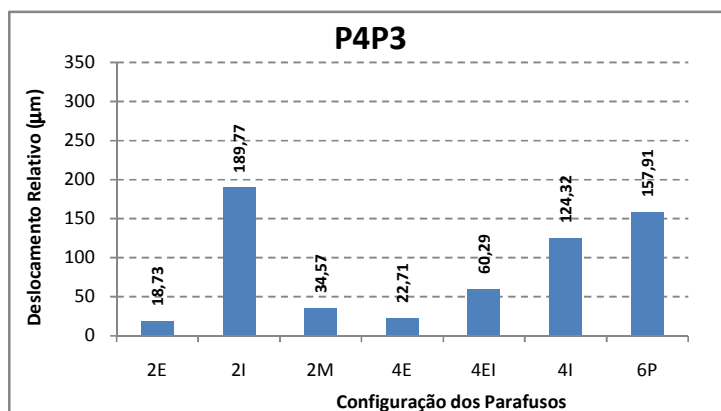


Figura 5.61- Deslocamentos relativos para configuração de parafusos na posição P3P4 da miniplaca- Corte Paramediano.

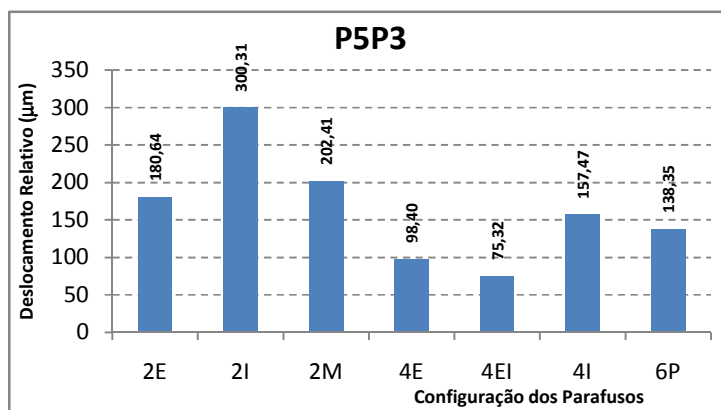


Figura 5.62- Deslocamentos relativos para configuração de parafusos na posição P3P5 da miniplaca- Corte Paramediano.

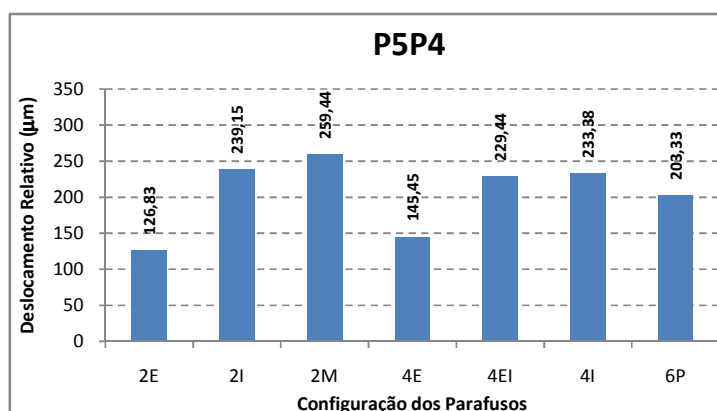


Figura 5.63- Deslocamentos relativos para configuração de parafusos na posição P4P5 da miniplaca- Corte Paramediano.

Analisando a influência das fixações com duas miniplacas para garantir a estabilidade da fixação das partes osteotomizadas, observa-se o mesmo comportamento da fixação com uma miniplaca, ou seja, as posições de colocação das miniplacas, neste caso tanto a superior quanto a inferior, influenciam a estabilidade. O gráfico mostrado na Fig. 5.64 foi obtido por meio de valores médios de todas as configurações para cada posição de miniplacas.

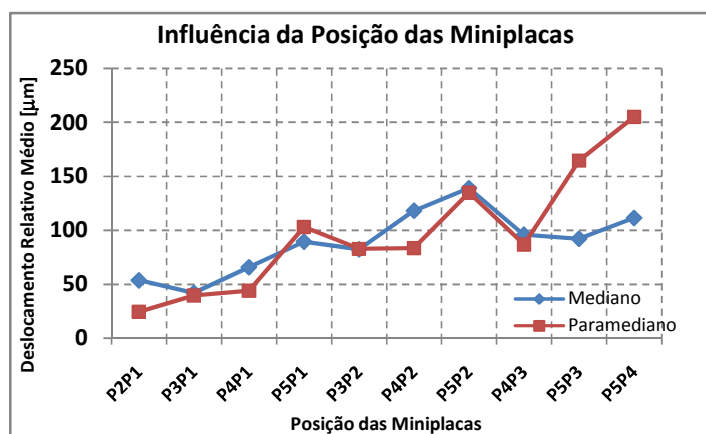


Figura 5.64- Deslocamentos relativos médios para cada posição de duas miniplacas para Corte Mediano e Paramediano.

- Para duas miniplacas com uma delas posicionada na parte inferior da mandíbula, os deslocamentos relativos foram menores, tanto para o corte mediano quanto para o corte paramediano, sendo maior no corte mediano. Somente quando as miniplacas estão

posicionadas próximas as raízes dos dentes (posições P5P3 e P5P4) é que os deslocamentos médios para o corte paramediano se tornam significativamente maiores que os deslocamentos do corte mediano. À medida que as miniplacas se afastam da parte inferior da mandíbula, a média dos deslocamentos relativos por configuração de colocação dos parafusos aumenta;

- Para as miniplacas posicionadas próximas da borda inferior, a variação dos deslocamentos relativos entre o corte mediano e paramediano é maior (2,19 vezes - 53,74 e 24,54 mm) do que quando as miniplacas se distanciam da borda inferior e ficam posicionadas próximas à raiz dos dentes, ficando em 84% (205,29 e 111,56 mm);

- Quando se comparam os níveis de deslocamentos para as configurações com uma e duas miniplacas, analisando somente as configurações de posição da miniplaca inferior e superior, observa-se que para o corte mediano os níveis de deslocamentos são menores para uma miniplaca do que aqueles deslocamentos para duas miniplacas. Já para o corte paramediano com uma miniplaca, os deslocamentos relativos médios são maiores quando se tem uma miniplaca e menores com duas miniplacas posicionadas na região mais inferior da mandíbula. Para o corte mediano os deslocamentos relativos para uma miniplaca foi 2,86 maior para duas do que para uma miniplaca (média do deslocamento relativo de 18,74 μ m para uma miniplaca e 65,92 para duas miniplacas) e para o corte paramediano a diferença foi de 65,92% (média do deslocamento relativo de 40,70 μ m para uma miniplaca e 24,53 μ m para duas miniplacas). Quando se analisam os deslocamentos relativos para as miniplacas posicionadas na região superior da mandíbula, verifica-se comportamento diferente do observado para miniplacas posicionadas na região inferior; ou seja, os deslocamentos relativos para o corte mediano são maiores quando se tem uma miniplaca do que para duas miniplacas (52,53%) e para corte paramediano ocorre o contrário, ou seja, os deslocamentos são maiores quando se tem uma miniplaca e menores quando se tem duas miniplacas (6,42%).

Em geral os cirurgiões adotam padrões específicos de fixação dos cortes com miniplacas para pacientes edêntulos. Usualmente se faz um corte mediano colocando-se duas miniplacas, uma logo abaixo das raízes dos dentes e outra embaixo, que pode ser na região mais inferior ou posicionada por baixo do osso da mandíbula (na base do queixo). As miniplacas são fixadas com a maior quantidade de parafusos possível (6 ou 8 parafusos), conforme o modelo utilizado. A situação experimental que mais se aproxima desta condição de referência seria a configuração P5P1 com seis parafusos. Para pacientes com dentição utiliza-se corte paramediano com uma miniplaca mais espessa (2 mm) logo abaixo da raiz dos dentes com a máxima quantidade de parafusos. A situação experimental que mais se aproxima desta condição é a configuração P5 com seis parafusos para corte paramediano.

Analizando primeiramente a condição com corte mediano e duas miniplacas, uma na região superior e outra na região inferior da mandíbula com quantidade total de parafusos, a configuração P1P5 com seis parafusos (6P) apresentou um deslocamento relativo maior se comparado às demais posições com duas miniplacas (deslocamento de 77,17 μm), conforme mostrado na Fig. 5.36. Embora não seja a configuração de maior deslocamento relativo, outras condições de colocação das miniplacas resultaram em maiores deslocamentos. Levando-se em consideração a posição e quantidade dos parafusos, existem outras configurações que apresentam menores deslocamentos (p. ex. 4EI, cujo deslocamento relativo foi de 1,04 μm) e outros com deslocamentos bem maiores, como é o caso da configuração 2I (189,63 μm) (Fig. 5.40).

Analizando os deslocamentos para o caso de pacientes com dentes, em que os médicos cirurgiões utilizam o corte paramediano com uma miniplaca, a posição P5 com seis parafusos (6P) apresentou deslocamento relativo superior a outras posições comparando com uma miniplaca (deslocamento relativo de 157,86 μm), como por exemplo, a miniplaca na posição P1 apresentou um menor deslocamento (15,69 μm). Porém, quando se analisa a posição P5 (Fig. 5.23) levando em consideração as outras configurações de posição e quantidade dos parafusos, a configuração 6P é a que apresenta os menores deslocamentos relativos sendo, portanto, a melhor configuração de colocação dos parafusos na posição de miniplaca superior (Fig. 5.28).

5.1.5- Influência da posição dos parafusos

Conforme descrito, os resultados e análises efetuadas são válidos considerando as condições de realização dos ensaios, ou seja, com um carregamento concentrado aplicado na região central dos dentes e posicionado na linha do corte. Para as condições de contorno, as partes osteotomizadas do corpo-de-prova foram fixadas com apoio fixo, permitindo movimento de rotação no lado esquerdo (B) do aparato e engaste no lado direito (A).

A Fig. 5.65 mostra o comportamento dos deslocamentos relativos médios para as diferentes posições de colocação dos parafusos durante o ensaio experimental para corte mediano com uma ou duas miniplacas. Os valores dos pontos deste gráfico foram calculados obtendo-se a média das cinco posições para cada configuração de quantidade/posição dos parafusos.

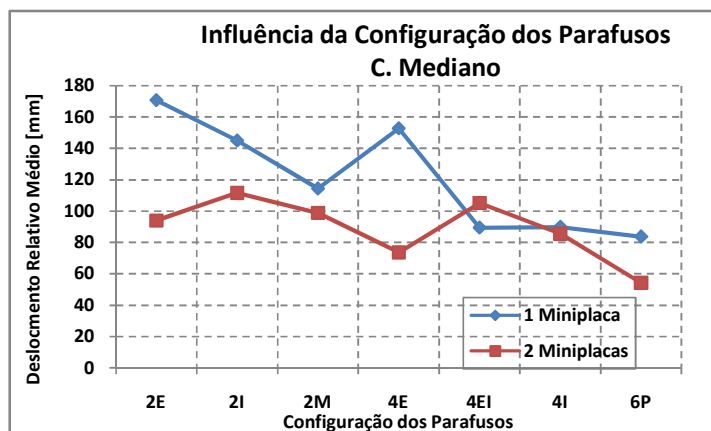


Figura 5.65- Média dos deslocamentos relativos para diferentes quantidades de parafusos com diferentes posições de fixação do corte mediano.

Considerando somente a configuração com dois parafusos, uma miniplaca e corte mediano, a condição de máxima estabilidade é atingida quando estes parafusos estão posicionados medianamente em relação ao corte (2M), seguido da configuração com parafusos internos (2I). A configuração com os parafusos mais afastados à linha de corte (2E) foi a que apresentou maiores deslocamentos. Para duas miniplacas, a configuração com dois parafusos mais afastados (2E) foi a que resultou em menores deslocamentos relativos. Para fixação com parafusos mais próximos do corte (2I) foi aquela que apresentou maiores deslocamentos. A configuração de posição mediana (2M) apresentou valores intermediários de deslocamentos. Em quase todas as condições, os deslocamentos relativos médios utilizando duas miniplacas foram menores do que quando se utilizou uma.

Utilizando quatro parafusos, foram testadas também três posições para estes (4E com quatro parafusos posicionados externamente, 4I com os quatro parafusos dispostos próximos à linha do corte e 4EI com dois parafusos externos, mais afastados da linha de corte e dois internos, próximos à linha de corte). A condição com menores deslocamentos foi a configuração 4EI comparada com a configuração 4E. Para uma miniplaca, os resultados mostram que à medida que os parafusos se distanciam da linha de corte, a estabilidade tende a piorar, já que os deslocamentos relativos aumentam para uma miniplaca. Para duas miniplacas, os menores deslocamentos relativos foram para a configuração 4E. Com duas miniplacas, observou-se uma diminuição dos deslocamentos relativos médios quando comparada com a condição de utilização de apenas uma miniplaca.

Utilizando seis parafusos, obteve-se a melhor estabilidade tanto com uma como para duas miniplacas, sendo que, com duas miniplacas, a estabilidade foi melhor do que com uma miniplaca.

Para corte paramediano com uma ou duas miniplacas, observa-se na Fig. 5.66 um comportamento semelhante àquele observado no corte mediano. Tanto para uma ou duas miniplacas com dois parafusos, a configuração com estes posicionados próximos à linha de corte (2I), apresentaram os maiores deslocamentos, enquanto aqueles afastados da linha de corte (2E) apresentaram menores deslocamentos, ficando a colocação no meio (2M) numa condição intermediária.

Considerando a fixação com quatro parafusos, quando estes eram posicionados mais afastados da linha de corte (configuração 4E), obtiveram-se os menores deslocamentos. A condição com quatro parafusos próximos à linha de corte (4I) apresentou os maiores deslocamentos relativos médios entre as três configurações com quatro parafusos. A condição com quatro parafusos, sendo dois externos e dois internos (4EI) apresentou valor de deslocamento intermediário. Conclui-se que, tanto para dois como para quatro parafusos, com uma ou duas miniplacas, posicionados próximos à linha do corte os deslocamentos relativos são maiores do que aqueles posicionados mais afastados desta linha.

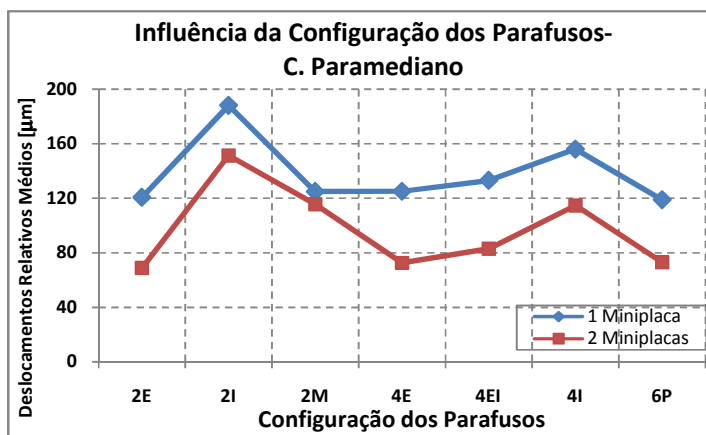


Figura 5.66- Média dos deslocamentos relativos para diferentes quantidades e posição dos parafusos para corte paramediano.

A configuração com seis parafusos, assim como no corte mediano, apresentou menores valores de deslocamentos, só não sendo menor do que a configuração com dois e quatro parafusos externos (2E e 4E). Observa-se da Fig. 5.66 que a estabilidade é melhor com duas

mini-placas do que a situação que usou apenas uma mini-placa em qualquer posição e quantidade de parafusos.

5.1.6- Influência da quantidade de parafusos

De acordo com a Fig. 5.67, observa-se que a variação da quantidade de parafusos no corte mediano fixado com uma mini-placa tem pouca influência na estabilidade. Observou-se que os deslocamentos são crescentes à medida que a mini-placa se desloca em sentido à raiz dos dentes. Para mini-placas posicionadas na região mais inferior, dois parafusos são suficientes para dar maior estabilidade à união, já que a variação dos deslocamentos relativos é pequena.

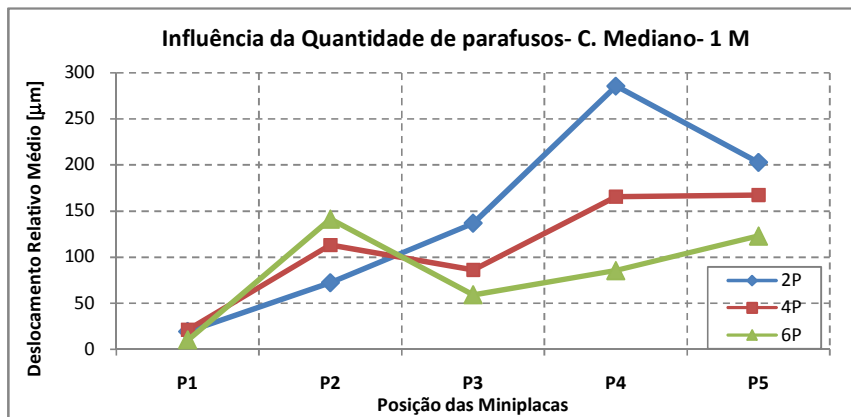


Figura 5.67- Deslocamentos relativos médios para as diferentes quantidades de parafusos para corte mediano utilizando uma mini-placa.

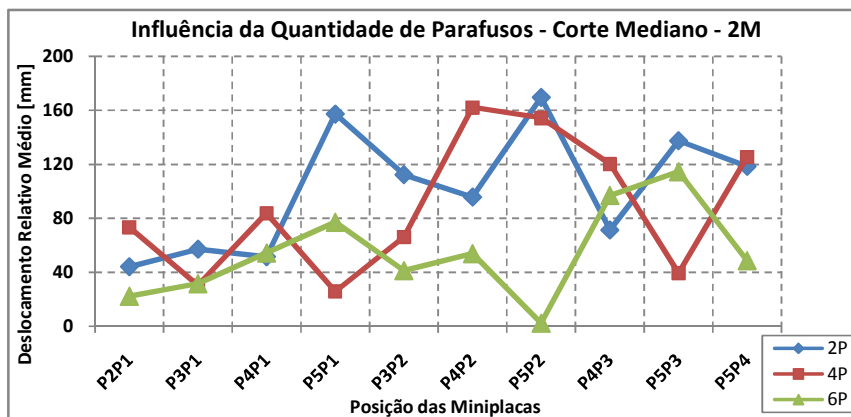


Figura 5.68- Média dos deslocamentos relativos para as diferentes quantidades dos parafusos para corte mediano utilizando duas mini-placas.

De acordo com a Fig. 5.68, observa-se que a quantidade de parafusos para a fixação do corte mediano com duas miniplacas também tem pouca influência na estabilidade, já que a única tendência observada para dois, quatro e seis parafusos é a de que quando se deslocam as miniplacas no sentido da região inferior para a raiz dos dentes, os deslocamentos se tornam maiores, ou seja, a posição das miniplacas possui uma influência mais significativa do que a quantidade de parafusos.

No corte paramediano (Fig. 5.69) fixado com uma miniplaca observou-se que a quantidade de parafusos tem alguma influência. Com dois parafusos os deslocamentos foram quase sempre maiores do que com quatro e seis, exceção para a posição P4 em que foi menor o deslocamento relativo. Isto significa que, neste caso, utilizar somente dois parafusos fornece uma estabilidade pior do que se usar quatro ou seis parafusos. Seis parafusos garantem uma melhor estabilidade para miniplacas posicionadas nos extremos da mandíbula, ou seja, com miniplacas colocadas na sua parte inferior e superior. No corte paramediano com uma miniplaca também verificou-se que a posição da miniplaca tem influência na estabilidade, já que os deslocamentos aumentam à medida que a posição da miniplaca se desloca no sentido da raiz dos dentes.

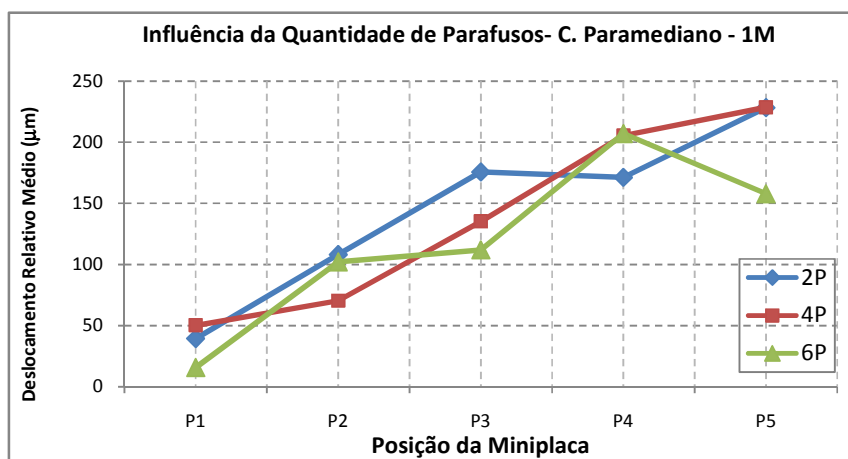


Figura 5.69- Média dos deslocamentos relativos para a diferentes quantidades dos parafusos para corte paramediano utilizando uma miniplaca.

Analisando a Fig. 5.70, que mostra os deslocamentos relativos para uma fixação do corte paramediano com duas miniplacas, não se observou uma tendência para o comportamento do deslocamento relativo das partes osteotomizadas quando se varia a quantidade dos parafusos. Para dois, quatro e seis parafusos, os deslocamentos relativos foram quase sempre crescentes à medida que se deslocavam as miniplacas para a região superior. Para seis parafusos houve

uma ligeira diminuição nos deslocamentos relativos quando a miniplaca superior se deslocava para a região próxima da raiz dos dentes (região superior da mandíbula).

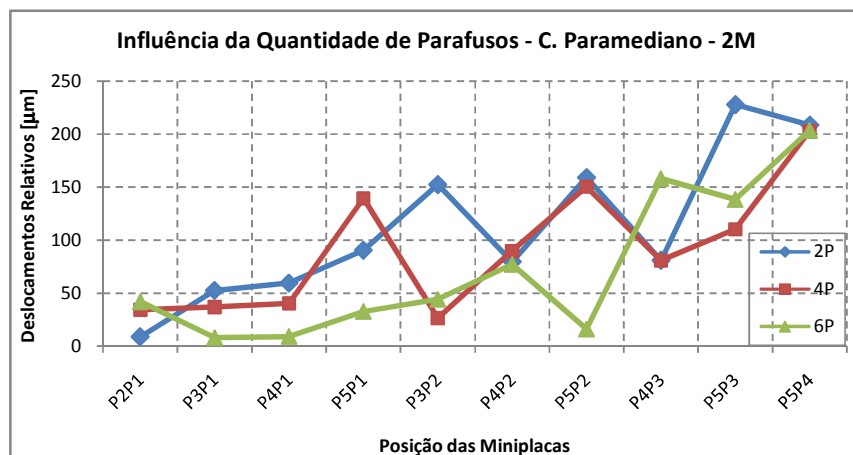


Figura 5.70- Média dos deslocamentos relativos para as diferentes quantidades dos parafusos para corte paramediano utilizando duas miniplacas.

5.2- Análise estatística dos resultados experimentais

No item 3.7 do Capítulo III foram dadas as condições para a análise de sensibilidade dos valores medidos experimentalmente. A análise foi feita utilizando o programa Sisvar – UFLA. A seguir são apresentadas as tabelas com estas análises.

Os valores de estabilidade entre os segmentos ósseos obtidos nesta análise são somente devidos aos deslocamentos verticais relativos de um ponto em função do posicionamento do sensor a laser, ao contrário dos resultados numéricos, que avaliam os deslocamentos relativos médios em uma sequência de nós ao longo do corte como referência ao deslocamento total de cada nó.

5.2.1- Corte mediano fixado com uma miniplaca

A Tab. 5.5 mostra as estimativas das médias de deslocamentos considerando os dois fatores analisados: quantidade/posição de parafusos e a posição de uma miniplaca para corte mediano. Para a quantidade/posição de parafusos foram avaliados sete níveis de fatores e

para a posição da miniplaca foram considerados cinco níveis de fatores, que são as cinco posições testadas nos ensaios experimentais.

Tabela 5.5- Estimativas de média de deslocamento da quantidade/posição de parafusos e posição da miniplaca para corte mediano fixado com uma miniplaca das em [mm].

Posição da miniplaca Quant. de parafusos	P1	P2	P3	P4	P5	
2E	0,0179 Aa	0,0082 Aa	0,1517 Bc	0,5200 Ce	0,1613 Bb	0,1718 d*
2I	0,0367 Ab	0,0661 Bb	0,1212 Cc	0,1302 Cb	0,2173 Dc	0,1143 b
2M	0,0046 Aa	0,1479 Bc	0,1376 Bc	0,2067 Cc	0,2298 Cc	0,1453 c
4E	0,0152 Aa	0,2375 Dd	0,1010 Bb	0,2516 Dd	0,1702 Cb	0,1551 c
4EI	0,0599 Bb	0,0260 Aa	0,0700 Ba	0,1303 Cb	0,1612 Db	0,0894 a
4I	0,0061 Aa	0,0760 Bb	0,0876 Bb	0,1146 Cb	0,1711 Db	0,0910 a
6P	0,0116 Aa	0,1478 Dc	0,0591 Ba	0,0853 Ca	0,1229 Da	0,0840 a
	0,0217 A*	0,1001 B	0,1040 B	0,2055 D	0,1762 C	

* Médias seguidas de mesma letra (maiúscula na linha e minúscula na coluna) não diferem estatisticamente por meio do teste de Scott Knott a 5% de significância.

Considerando apenas o fator quantidade/posição dos parafusos, nota-se da Tab. 5.5 que, para as mandíbulas de porco com corte mediano fixadas com uma miniplaca, a média dos deslocamentos ou a estabilidade aumenta quando se colocam quatro parafusos posicionados próximos à linha de corte (4I ou 4EI) ou seis parafusos simétricos (6P), considerando um nível de significância de 5%. A condição menos estável é que sofreu maior variação na média dos deslocamentos foi com dois parafusos afastados da linha de corte (2E). Também não houve diferenças significativas na média dos deslocamentos quando se colocou dois parafusos mediantemente posicionados à linha de corte (2M) e quatro parafusos afastados da linha de corte (4E), o que comprova os resultados avaliados por Araújo (2008) de que a quantidade de parafusos não interfere na condição de estabilidade da ligação para corte mediano fixado com uma miniplaca.

Levando-se em conta o fator posição da miniplaca na estabilidade da união, ao longo das linhas da Tab. 5.5, observa-se que quanto mais próxima a miniplaca estiver da borda inferior das mandíbulas (P1), menores são as médias dos deslocamentos e, conseqüentemente, mais estável é a união. Quanto mais afastada (P4 e P5), mais instável é a união. Avaliando a

interação entre os dois fatores considerados na análise, posição da miniplaca e quantidade/posição dos parafusos, observa-se que as melhores configurações, que garantem as menores médias de deslocamentos e, portanto, a melhor estabilidade da fixação para o corte mediano fixado com uma miniplaca se dá com a miniplaca em posições inferiores em relação à borda inferior da mandíbula (posições P1 e P2) quase que independentemente da quantidade de parafusos.

5.2.2- Corte paramediano fixado com uma miniplaca

A Tab. 5.6 apresenta as estimativas das médias de deslocamentos para mandíbulas de porco com corte paramediano fixado com uma miniplaca.

Tabela 5.6- Estimativas de média de deslocamento da quantidade/posição de parafusos e posição da miniplaca para corte paramediano fixado com uma miniplaca das em [mm].

Posição da Miniplaca / Qtdade de Parafusos	P1	P2	P3	P4	P5	
2E	0,0161 Ac	0,0306 Ab	0,1111 Ba	0,1739 Cc	0,1757 Da	0,1207 a*
2I	0,0389 Ab	0,1631 Bc	0,2387 Cd	0,2385 Ce	0,2619 Dc	0,1882 d
2M	0,0177 Aa	0,0804 Bb	0,1775 Cc	0,1014 Ba	0,2476 Db	0,1249 a
4E	0,1100 Bd	0,0306 Aa	0,0956 Ba	0,1496 Cb	0,2387 Db	0,1251 a
4EI	0,0335 Ab	0,0703 Bb	0,1726 Cc	0,2116 Cb	0,1775 Ca	0,1331 b
4I	0,0661 Aa	0,1105 Bc	0,1377 Cb	0,2558 De	0,2700 Dc	0,1561 c
6P	0,0156 Aa	0,1021 Bc	0,1120 Ba	0,2072 Dd	0,1579 Ca	0,1190 a
	0,0407 A*	0,0912 B	0,1493 C	0,1912 D	0,2185 E	

* Médias seguidas de mesma letra (maiúscula na linha e minúscula na coluna) não diferem estatisticamente por meio do teste de Scott Knott a 5% de significância.

Considerando o fator quantidade/posição dos parafusos neste tipo de corte, observa-se que as configurações com dois, quatro e seis parafusos (2E, 2M, 4E e 6P) garantem a melhor estabilidade da união. As piores condições são para os parafusos colocados juntos à linha de corte (2I e 4I), sendo a configuração 4EI intermediária.

Considerando o fator posição da miniplaca, fica claro que quanto mais próxima a miniplaca estiver da borda inferior da mandíbula, mais estável é a união e quanto mais

afastada, próxima às raízes dos dentes, mais instável é a união, semelhante à condição com uma miniplaca e corte mediano.

Avaliando a interação dos dois fatores quantidade/posição dos parafusos e posição das miniplacas, observa-se que as melhores estabilidades são adquiridas quando se posiciona a miniplaca nas posições inferiores (P1 e P2) nas configurações de parafusos 6P, 4I e 2M.

Observa-se uma contradição quando se avalia a estimativa das médias de deslocamentos para a interação dos dois fatores analisados: quantidade/posição dos parafusos e posição das miniplacas e quando se analisa esta estimativa do fator isolado quantidade/posição dos parafusos. Na avaliação da interação das estimativas a configuração 4I é ótima para a estabilidade e avaliando só a quantidade e posição dos parafusos, a configuração 4I apresenta uma estimativa de estabilidade ruim. Porém, considerando o conjunto, posição da miniplaca e posição/quantidade de parafusos, vale a condição de interação entre eles. Para corte paramediano, a configuração com seis parafusos já não se apresenta tão satisfatória quanto no corte mediano, sendo recomendada somente para a posição de miniplaca na borda inferior da mandíbula.

5.2.3- Corte mediano fixado com duas miniplacas

A Tab. 5.7 mostra as estimativas das médias de deslocamentos da quantidade/posição dos parafusos e da posição da miniplaca para mandíbula de porco com corte mediano fixada com duas miniplacas paralelas à borda inferior, combinando-se posições diferentes para as duas miniplacas.

Observa-se que para esta situação, considerando somente o fator quantidade/posição dos parafusos, a melhor condição de estabilidade para os sete níveis de fatores é aquela com seis parafusos (6P), seguida daquela com quatro parafusos afastados da linha de corte (4E). As configurações com dois parafusos (2I e 2M) e com quatro parafusos (4EI), dois próximos e dois afastados da linha de corte, foram as que apresentaram piores condições de estabilidade de fixação.

Ao avaliar somente o fator posição das miniplacas, observa-se que os níveis de fatores com duas miniplacas posicionadas na região inferior da mandíbula (posições P2P1, P3P1 e P4P1) garantem a melhor estabilidade da união e aqueles níveis de fatores ou condições em que as duas miniplacas se distanciam da borda inferior em direção às raízes dos dentes, oferecem uma menor estabilidade (P4P2, P5P2 e P5P4) não sendo, portanto, recomendada a utilização das mesmas.

Tabela 5.7- Estimativas de média de deslocamento da quantidade/posição de parafusos e posição da miniplaca para corte mediano e duas miniplacas das em [mm].

Posição da Miniplaca \ Quantidade de Parafusos	P2P1	P3P1	P4P1	P5P1	P3P2	P4P2	P5P2	P4P3	P5P3	P5P4	
2E	0,0229 Aa*	0,0105 Aa	0,0749 Cc	0,1122 Dc	0,0480 Ba	0,0537 Ba	0,2566 Fe	0,0581 Ba	0,1499 Ee	0,1489 Ed	0,0940 c*
2I	0,1040 Bc	0,0794 Ab	0,0643 Ab	0,1896 Dd	0,1050 Bb	0,1266 Cb	0,1461 Cc	0,0546 Aa	0,1286 Cd	0,1193 Cc	0,1118 e
2M	0,0234 Aa	0,0773 Bb	0,0156 Aa	0,1700 Ed	0,1843 Ec	0,1072 Cb	0,1062 Cb	0,1016 Cb	0,1340 Db	0,0873 Bb	0,1007 d
4E	0,1155 Dc	0,0196 Aa	0,0454 Bb	0,0666 Cb	0,1154 Db	0,1180 Db	0,0090 Aa	0,1019 Db	0,0684 Cc	0,0776 Cb	0,0737 b
4EI	0,0786 Cb	0,0696 Cb	0,1212 Dd	0,0024 Aa	0,0430 Ba	0,1442 Ec	0,2721 Fe	0,1191 Dc	0,0384 Bb	0,1660 Ed	0,1054 d
4I	0,0265 Ba	0,0152 Aa	0,0850 Cc	0,0102 Aa	0,0403 Ba	0,2246 Fd	0,1823 Ed	0,1402 Dc	0,0120 Aa	0,1330 Dc	0,0869 c
6P	0,0224 Ba	0,0317 Ba	0,0544 Cb	0,0772 Db	0,0413 Ca	0,0540 Ca	0,0024 Aa	0,0970 Eb	0,1146 Ed	0,0487 Ca	0,0544 a
	0,0562 B*	0,0440 A	0,0658 C	0,0889 E	0,0825 D	0,1183 F	0,1392 G	0,0961 E	0,0923 E	0,1116 F	

* Médias seguidas de mesma letra (maiúscula na linha e minúscula na coluna) não diferem estatisticamente por meio do teste de Scott Knott a 5% de significância.

Avaliando a interação entre os dois fatores, posição das miniplacas e a quantidade/posição dos parafusos, observa-se que para configurações com a miniplaca inferior posicionada na borda inferior da mandíbula, mesmo que a miniplaca superior ocupe qualquer posição, quase todos os níveis de quantidade/posição dos parafusos apresentaram boas estabilidades ou estimativas de deslocamentos médios satisfatórias, não havendo diferenças significativas entre esses níveis. À medida que a miniplaca inferior sobe em direção às raízes dos dentes, a estabilidade da união diminui.

5.2.4- Corte paramediano fixado com duas miniplacas

A Tab. 5.8 mostra as estimativas das médias de deslocamentos para os fatores da quantidade/posição dos parafusos e da posição da miniplaca para corte paramediano com duas miniplacas paralelas.

Avaliando somente o fator quantidade/posição dos parafusos, observa-se que as configurações com seis (6P), quatro (4E) e dois parafusos (2E) apresentam boas estimativas das médias de deslocamentos para a estabilidade. Quando quatro e dois parafusos foram colocados mais próximos da linha de corte (4I, 2I e 2M), a união se apresentou mais instável, com médias de deslocamentos altas.

Tabela 5.8- Estimativas de média de deslocamento da quantidade/posição de parafusos e posição da miniplaca para corte paramediano e duas miniplacas das em [mm].

Posição da Miniplaca Qtidade de Parafusos	P2P1	P3P1	P4P1	P5P1	P3P2	P4P2	P5P2	P4P3	P5P3	P5P4	
2E	0,0076 Aa	0,1099 Cc	0,0477 Bb	0,1204 Cb	0,0099 Aa	0,0471 Ba	0,0231 Aa	0,0187 Aa	0,1806 Dc	0,1268 Ca	0,0692 a*
2I	0,0186 Aa	0,0200 Aa	0,0406 Ab	0,1031 Bb	0,1636 Cc	0,1557 Cc	0,2842 Fe	0,1898 De	0,3003 Fd	0,2391 Ec	0,1515 d
2M	0,0114 Aa	0,0278 Aa	0,0902 Bc	0,0480 Aa	0,2866 Fd	0,0361 Aa	0,1699 Cc	0,0346 Aa	0,2024 Dc	0,2594 Ed	0,1166 c
4E	0,0771 Cb	0,0242 Aa	0,0563 Bb	0,1201 Db	0,0186 Aa	0,0400 Ba	0,1214 Db	0,0227 Aa	0,0984 Ca	0,1455 Da	0,0724 a
4EI	0,0056 Aa	0,0083 Aa	0,0177 Aa	0,1557 Dc	0,0433 Bb	0,0293 Aa	0,2099 Ed	0,0603 Cb	0,0753 Ca	0,2294 Ec	0,0835 b
4I	0,0244 Aa	0,0802 Bb	0,0473 Ab	0,1427 Dc	0,0287 Aa	0,2006 Ed	0,1199 Cb	0,1243 Cc	0,1575 Db	0,2333 Fc	0,1159 c
6P	0,0420 Bb	0,0081 Aa	0,0094 Aa	0,0329 Ba	0,0443 Bb	0,0077 Cb	0,0162 Aa	0,1579 Dd	0,1383 Db	0,2032 Eb	0,0730 a
	0,0267 A*	0,0398 B	0,0442 B	0,1033 D	0,0850 C	0,0837 C	0,1350 E	0,0869 C	0,1647 F	0,2053 G	

* Médias seguidas de mesma letra (maiúscula na linha e minúscula na coluna) não diferem estatisticamente por meio do teste de Scott Knott a 5% de significância.

Avaliando isoladamente o fator posição das miniplacas, como ocorrido no corte mediano, verificou-se que com as duas miniplacas posicionadas na região inferior da mandíbula (P2P1, P3P1 e P4P1), se obteve as melhores estabilidades. À medida que as miniplacas eram posicionadas na parte superior da mandíbula, as médias de deslocamentos aumentavam, e, conseqüentemente, a estabilidade da união diminuía. A condição com as miniplacas posicionadas na região logo abaixo das raízes dos dentes (P5P4) apresentou o pior desempenho.

Avaliando a interação entre os dois fatores analisados, posição das miniplacas e quantidade/posição dos parafusos, observou-se que aquelas condições com as miniplacas na região mais inferior (P2P1 e P3P1) e miniplacas adjacentes na região média da mandíbula (P3P2 e P4P3), apresentaram as melhores estabilidades para diferentes níveis do fator quantidade/posição de parafusos. Aquelas configurações com dois (2E e 2M) e quatro parafusos posicionados externa e internamente em relação à linha de corte (4EI) apresentaram os melhores efeitos para posições diferentes das duas miniplacas.

5.3- Resultados da fixação por fios

Visando a avaliar o nível de estabilidade da ligação por fios, foram realizados ensaios na mandíbula de porco para várias disposições de fios cruzadas e em paralelo, conforme nomenclatura explicada no Capítulo III. A Tab. 5.9 apresenta os deslocamentos para os lados A e B dos corpos-de-prova, bem como o deslocamento relativo para cada configuração de fixação por fios feita nos cortes mediano e paramediano.

Tabela 5.9- Deslocamentos relativos para as várias configurações de fixação por fios.

Ensaio	Configuração	U_A [μm]	U_B [μm]	$\Delta U = U_A - U_B $ [μm]
Mediano	CIPE	520,7	668,2	147,5
	CI	444,0	539,9	95,9
	PEPI	488,9	586,5	97,6
	PICE	396,7	482,2	85,5
	PI	547,6	671,2	123,6
Paramediano	CIPE	534,3	349,4	184,9
	CI	667,8	437,3	230,5
	PEPI	553,9	325,9	228,1
	PICE	535,8	324,9	210,9
	PI	681,3	385,4	295,9

As Fig. 5.71 e Fig. 5.72 mostram os deslocamentos relativos para cada configuração no corte mediano e paramediano, respectivamente.

Analisando os gráficos das Fig. 5.71 e 5.72, observa-se que os níveis de deslocamentos relativos para o corte mediano são menores do que aqueles para o corte paramediano, para uma mesma configuração de fixação por fios.

Para o corte mediano, a configuração com fios paralelos internamente e cruzados externamente (PICE) é a que apresentou menores deslocamentos e, portanto, melhor estabilidade. Já a configuração com fios cruzados internamente e paralelos externamente (CIPE) apresentou os maiores deslocamentos relativos e, portanto, é menos estável.

Para o corte paramediano, a configuração mais estável foi aquela que utilizou fios cruzados internamente e paralelos externamente (CIPE) e a mais instável foi aquela com fios paralelos internamente (PI).

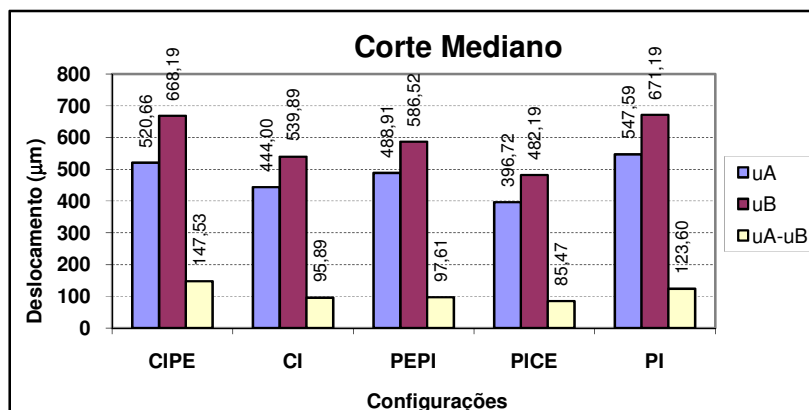


Figura 5.71- Deslocamentos para as várias configurações de fixação por fios no corte mediano.

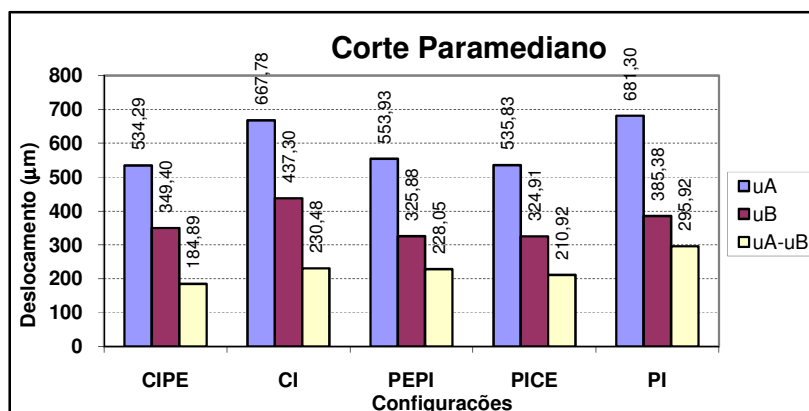


Figura 5.72- Deslocamentos para as várias configurações de fixação por fios para corte paramediano.

A variação nos níveis de deslocamentos relativos foi pequena, sendo maior no corte paramediano. Portanto, observa-se que a condição de colocação dos fios não é muito importante para a estabilidade da união com diferentes tipos de fixação.

A Tab. 5.10 mostra os níveis máximos e mínimos de deslocamentos para a fixação por parafusos para corte mediano e paramediano com uma e duas miniplacas comparados aos deslocamentos relativos com fixação por fios.

Comparando a fixação por miniplaca e por fios no corte mediano observa-se que os deslocamentos da fixação por miniplacas são menores do que aqueles da fixação por fios, e o mesmo se observa para o corte paramediano, ou seja, a fixação por fios é mais instável que a fixação por miniplacas quando se leva em consideração o mesmo tipo de corte no osso.

Vale ressaltar que, os níveis de tensões aplicadas ao se fixar os fios e os diâmetros dos furos das miniplacas são fontes de erros na etapa experimental.

Tabela 5.10 – Deslocamentos máximos e mínimos para a estabilidade com miniplacas e fios de aço.

Tipo de Fixação	U(menor) [μm]	U(maior) [μm]
Mediano com uma miniplaca	18,24	176,27
Mediano com duas miniplacas	42,09	139,23
Paramediano com uma miniplaca	40,70	218,48
Paramediano com duas miniplacas	21,42	204,02
Mediano com fios	85,47	147,53
Paramediano com fios	184,89	295,92

5.4- Determinação das equações preditivas empregando os resultados da análise numérica

A seguir são apresentados os resultados das análises numéricas dos modelos numéricos validados por meio dos dados obtidos da análise experimental. Os dados foram organizados conforme descrito no Capítulo IV, item 4.6.1. Estes dados foram utilizados para determinar as equações preditivas para oito condições, utilizando a modelagem por similitude. As equações preditivas determinadas foram utilizadas para se determinar as condições ótimas da estabilidade em cada uma das oito condições analisadas.

Na determinação das equações preditivas foram utilizados π -termos constantes. Estes π -termos são adimensionais, foram determinados no Apêndice I e são apresentados a seguir:

$$\pi_1 = \frac{E_s}{\ell^2}; \quad \text{se refere à estabilidade da fixação, onde } \ell \text{ é a largura da mandíbula,}$$

considerada constante e igual a 20 mm.

$$\pi_2 = \frac{h_p}{\ell}; \quad \text{se refere à posição da miniplaca, no caso de uso de uma, e à posição da}$$

miniplaca inferior quando a fixação foi feita por duas miniplacas.

$$\pi_3 = \frac{k \cdot \ell}{F} \quad \text{se refere à rigidez da miniplaca (k), determinada para diferentes espessuras}$$

de miniplacas e F a força constante de 100 N.

Com relação à altura ou posição da miniplaca, foram considerados cinco ou mais pontos. Para aqueles ajustes das curvas em que cinco pontos não eram suficientes para definir o comportamento da mesma, foram criados mais pontos ou posições intermediárias às cinco posições feitas nos ensaios experimentais. Para cortes fixados com uma miniplaca, considerou-se que a altura da mesma variava de baixo para cima, ou da borda inferior para as raízes dos dentes, a partir da posição de centro da miniplaca na borda inferior. Para cortes fixados com duas miniplacas, considerou-se a variação apenas da miniplaca inferior, de cima para baixo, a partir do centro do furo da primeira miniplaca (P5) posicionada abaixo das raízes dos dentes até o centro do furo da miniplaca inferior (P1) posicionada na borda inferior.

A Tab. 5.11 mostra o cálculo do π -termo (π_3) relacionado à rigidez da miniplaca. Foram considerados cinco tipos de rigidez diferentes, variando a espessura da miniplaca. O cálculo desta rigidez é apresentado no Apêndice I, logo após a determinação dos π -termos. O π -termo (π_3) foi o mesmo tanto para fixação com uma miniplaca, quanto para duas miniplacas.

Tabela 5.11- Cálculo do π -termo (π_3) utilizado nas equações preditivas.

Rigidez-k [N/mm]	π-termo (π_3)	Espessura da miniplaca correspondente
432.391,89	86.478,38	1,0
518.888,29	103.777,66	1,2
648.610,36	129.722,07	1,5
778.332,43	155.666,49	1,8
864.813,81	172.962,76	2,0

A Tab. 5.12 mostra a variação das posições das miniplacas e o cálculo do π -termo (π_2).

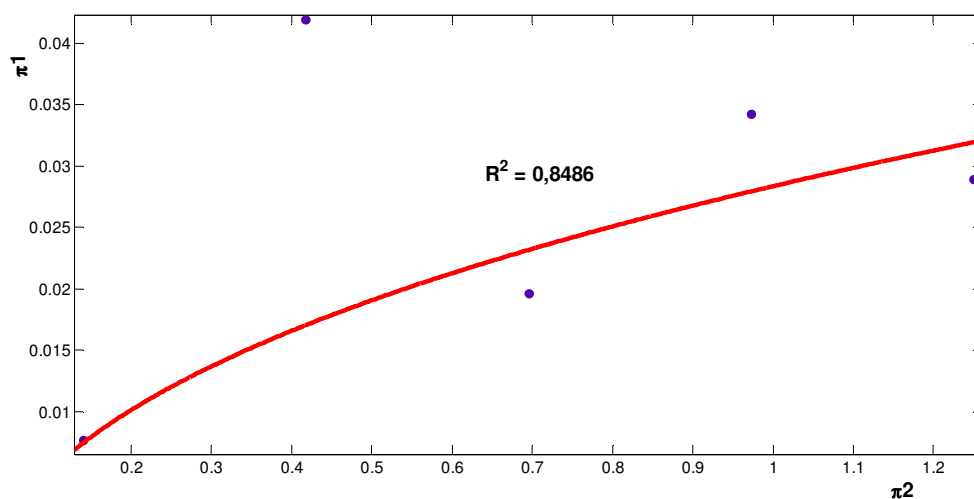
Tabela 5.12- Cálculo do π -termo (π_2) utilizado nas equações preditivas.

Fixação com uma miniplaca		Fixação com duas miniplacas	
Posição da miniplaca [mm]	π -termo (π_2)	Posição das miniplacas [mm]	π -termo (π_2)
25,00	1,250	5,50	0,275
22,23	1,112	8,25	0,413
19,45	0,973	11,00	0,550
16,68	0,834	13,75	0,688
13,90	0,695	16,5	0,825
11,13	0,556	19,25	0,963
8,35	0,418	22,00	1,100
2,80	0,140		

Apresenta-se a seguir os cálculos das oito equações preditivas.

5.4.1- Corte mediano fixado com uma miniplaca e seis parafusos

A Fig. 5.73 mostra a curva da estabilidade em termos de números adimensionais em função da posição da miniplaca (π_2). Os valores mostrados na Fig. 5.73 foram obtidos dos modelos simplificados de elementos finitos com corte mediano, uma miniplaca e seis parafusos, mantendo constante a rigidez da miniplaca referenciada por π_3 .

Figura 5.73- Estabilidade (π_1) em função de posição da miniplaca (π_2).

A Eq. (5.3) mostra a curva ajustada aos pontos obtidos da análise numérica, mostrados na Fig. 5.73. De forma similar, a Fig. 5.74 mostra a curva da estabilidade *versus* rigidez da miniplaca em termos de números adimensionais. A Eq. (5.4) representa a curva ajustada aos dados experimentais mostradas na Fig. 5.74.

$$F(\pi_2, \bar{\pi}_3) = 0,0385 (\pi_2)^{0,3984} - 0,0101 \quad (5.3)$$

$$F(\bar{\pi}_2, \pi_3) = 190,2626 (\pi_3)^{-0,7787} \quad (5.4)$$

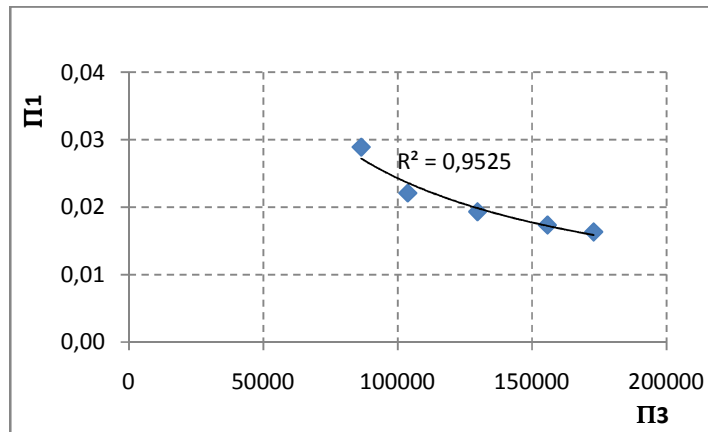


Figura 5.74- Estabilidade (π_1) em função da rigidez da miniplaca (π_3).

O formato das curvas mostradas nas Eq. (5.3) e (5.4) indica que tais equações componentes são melhores ajustadas na forma de produto (ver Apêndice I) visando a formar a equação preditiva do fenômeno da Estabilidade, ou seja:

$$F(\pi_2, \pi_3) = \frac{F(\pi_2, \bar{\pi}_3) F(\bar{\pi}_2, \pi_3)}{F(\bar{\pi}_2, \bar{\pi}_3)} \quad (5.5)$$

O termo constante da Eq. (5.5) foi determinado substituindo o valor de $\bar{\pi}_2 = 1,25$ na Eq. (5.3), na qual se obtém-se:

$$F(\bar{\pi}_2, \bar{\pi}_3) = 0,0320$$

Portanto, a equação resultante da estabilidade em função de $\Pi_2 \times \Pi_3$ é dada por:

$$F(\pi_2, \pi_3) = [229,2679 (\pi_2)^{0,3984} - 60,3245](\pi_3)^{-0,7787} \quad (5.6)$$

Para avaliar a validade da Eq. (5.6) é possível efetuar outro conjunto de dados considerando outro valor de $\bar{\pi}_2$ constante e igual a 0,9525. A Fig. 5.75 mostra esta nova análise e a Eq. (5.7) mostra a curva ajustada a estes resultados numéricos.

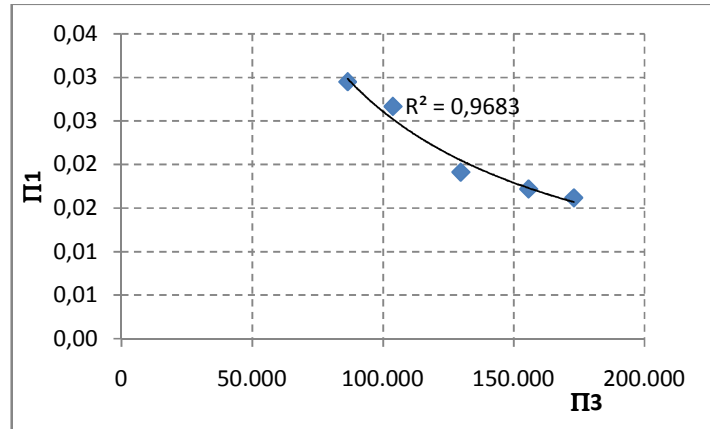


Figura 5.75- Resultados das análises em elementos finitos para um novo valor de $\bar{\pi}_2$.

$$F(\bar{\pi}_2, \pi_3) = 1142,8207 (\pi_3)^{-0,9283} \quad (5.7)$$

O teste de validade para combinar as equações componentes em produto foi feito assumindo que a Eq. (5.6) é válida também para este novo conjunto de dados, denominado $\bar{\pi}_2$, ou seja:

$$\frac{F(\bar{\pi}_2, \pi_3)}{F(\bar{\pi}_2, \bar{\pi}_3)} \cong \frac{F(\bar{\pi}_2, \pi_3)}{F(\bar{\pi}_2, \bar{\pi}_3)} \quad (5.8)$$

Determinando-se os valores das constantes dos denominadores da Eq. (5.8) de forma análoga ao caso anterior, para $\bar{\pi}_3 = 86.481,38$ nas Eq.5.4 e 5.7.

$$F(\bar{\pi}_2, \bar{\pi}_3) = 0,0272$$

$$F(\bar{\pi}_2, \bar{\pi}_3) = 0,0299$$

Substituindo os valores das equações e dos π -termos constantes, tem-se que:

$$\frac{190,2626 (\pi_3)^{-0,7787}}{0,0272} \cong \frac{1142,8207 (\pi_3)^{-0,9283}}{0,0299} \quad (5.9)$$

Para avaliar o erro destes ajustes, plotam-se as curvas dos dois lados da Eq. (5.9) (Fig. 5.76).

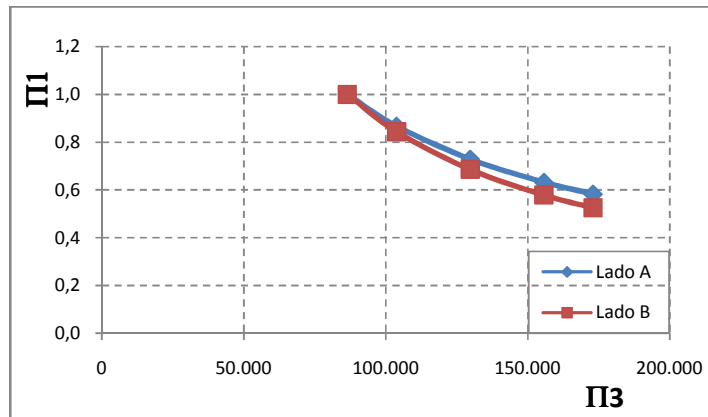


Figura 5.76- Curvas comparativas para o teste de validade da Eq. 5.9.

Observa-se, na Fig. 5.76, que a maior diferença entre as duas curvas é de 9,86% e pode-se considerar que a Eq. (5.6) pode ser obtida via função produto.

A Eq. (5.6) é dada em função dos π -termos constantes: Π_1 , Π_2 e Π_3 . Substituindo estes termos por suas respectivas variáveis, é possível obter a estabilidade da ligação em função das variáveis do problema. Os π -termos adimensionais são apresentados no Capítulo IV, item 4.6.2. Logo, a estabilidade é dada em função das variáveis h e k :

$$E_s = (97.355,5773 h^{0,3984} - 84.497,0729) k^{-0,7787} \quad (5.10)$$

A Eq. (5.10) descreve o comportamento da estabilidade da fixação feita por meio de uma miniplaca em um corte mediano utilizando seis parafusos. Os limites de validade desta equação são:

$$2,80 \leq h \leq 25,00 \quad [\text{mm}]$$

$$4,32 \times 10^5 \leq k \leq 8,65 \times 10^5 \quad [\text{N/mm}]$$

5.4.2- Corte mediano fixado com duas miniplacas e seis parafusos

Um procedimento análogo ao item 5.3.1 foi efetuado para este modelo.

A Fig. 5.77 mostra a curva da estabilidade em termos de números adimensionais em função da posição da miniplaca inferior (π_2). Os valores mostrados nesta figura foram obtidos dos modelos simplificados de elementos finitos com corte mediano, duas miniplacas e seis parafusos, mantendo constante a rigidez da miniplaca referenciada por π_3 .

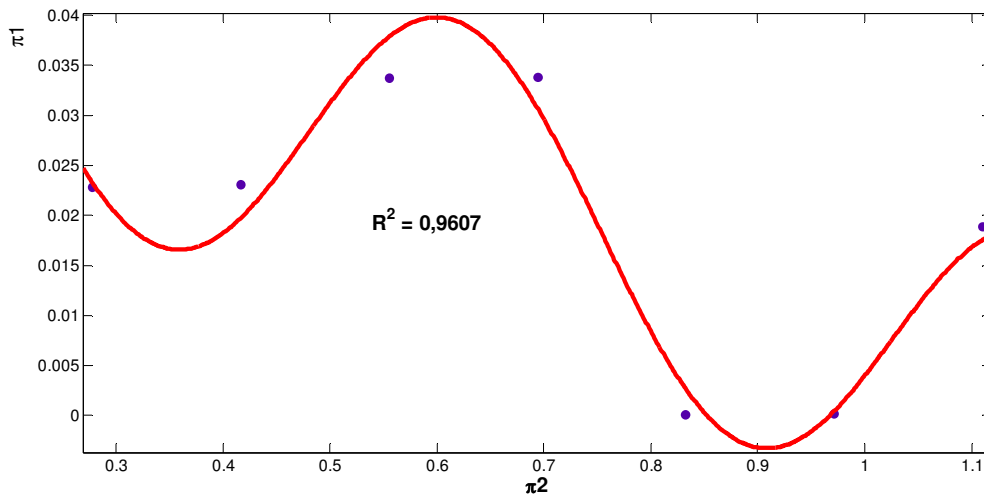


Figura 5.77- Estabilidade (π_1) em função de posição da miniplaca inferior (π_2).

A Eq. (5.11) mostra a equação ajustada aos pontos obtidos da análise numérica, mostrados na Fig. 5.77. De forma similar, a Fig. 5.78 mostra a curva da estabilidade *versus* rigidez da miniplaca em termos de números adimensionais. A Eq. (5.12) representa a curva ajustada aos dados experimentais mostradas na Fig. 5.78.

$$F(\pi_2, \bar{\pi}_3) = 0,0553 \sin(0,7263 \pi_2 + 2,2550) + 0,0160 \sin(11,50 \pi_2 + 0,7587) \quad (5.11)$$

$$F(\bar{\pi}_2, \pi_3) = 14,4730 (\pi_3)^{-0,5763} \quad (5.12)$$

O formato das curvas mostradas nas Eq. (5.11) e (5.12) indica que tais equações componentes são melhor ajustadas na forma de produto visando a formar a equação preditiva do fenômeno da Estabilidade, de acordo com a Eq. (5.5). O termo constante desta equação

pode ser obtido, substituindo o valor de $\bar{\pi}_3 = 86.481,38$ por um valor constante na Eq. (5.11), obtém-se:

$$F(\bar{\pi}_2, \bar{\pi}_3) = 0,2708$$

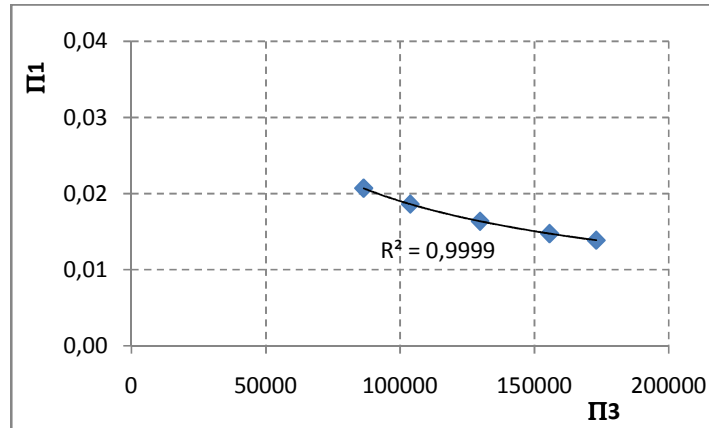


Figura 5.78- Estabilidade (π_1) em função da rigidez da miniplaca (π_3).

Portanto, a equação resultante da estabilidade em função de $\Pi_2 \times \Pi_3$ é dada por:

$$F(\pi_2, \pi_3) = [34,2140 \sin(0,7263 \pi_2 + 2,2550) + 9,9231 \sin(11,5000 \pi_2 + 0,7587)] (\pi_3)^{-0,5763} \quad (5.13)$$

Para avaliar a validade da Eq. (5.13) é possível efetuar outro conjunto de dados considerando outro valor de π_2 constante ($\bar{\pi}_2 = 0,413$). A Fig. 5.79 mostra esta nova análise e a Eq. (5.14) a curva ajustada a estes resultados numéricos.

$$F(\bar{\pi}_2, \pi_3) = 15,5582 (\pi_3)^{-0,5455} \quad (5.14)$$

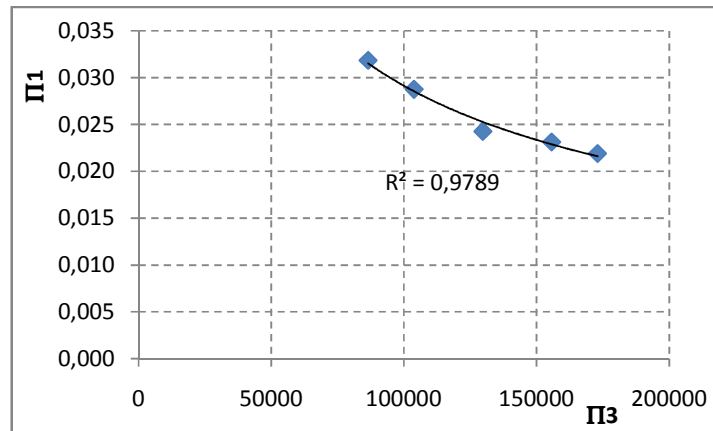


Figura 5.79- Resultados das análises em elementos finitos para um novo valor $\bar{\pi}_2$.

O teste de validade para combinar as equações componentes em produto foi feito assumindo que a Eq. (5.13) é válida também para outro conjunto de dados para um outro valor de π_2 constante, denominado $\bar{\pi}_2$, conforme Eq. (5.8). Determinando-se os valores das constantes dos denominadores desta equação de forma análoga ao item 5.3.1, para $\bar{\pi}_3 = 86.481,38$ nas Eq.5.12 e 5.14.

$$F(\bar{\pi}_2, \bar{\pi}_3) = 0,0207$$

$$F(\bar{\pi}_2, \bar{\pi}_3) = 0,0315$$

Substituindo os valores das equações e dos π -termos constantes, tem-se:

$$\frac{14,4730 (\pi_3)^{-0,5763}}{0,0207} = \frac{15,5582 (\pi_3)^{-0,5455}}{0,0315} \quad (5.15)$$

Para avaliar o erro destes ajustes, plotam-se as curvas dos dois lados da Eq. (5.15) (Fig. 5.80).

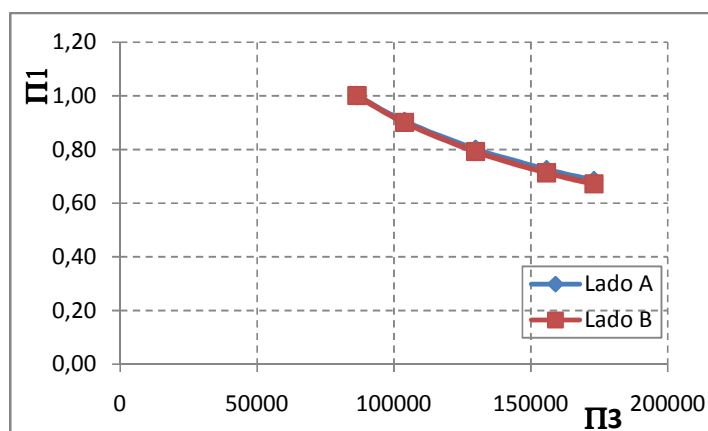


Figura 5.80- Curvas comparativas para o teste de validade da Eq. (5.15).

Observa-se, na Fig. 5.80, que a diferença entre as duas curvas é pequena, na ordem de 2%, e pode-se considerar que a Eq. (5.13) pode ser obtida via função produto.

A Eq. (5.13) é dada em função dos π -termos constantes: π_1 , π_2 e π_3 . Substituindo estes termos por suas respectivas variáveis, é possível obter a estabilidade da ligação em função das variáveis do problema. Os π -termos adimensionais são apresentados no item 4.6.2. Logo, a estabilidade é dada em função das variáveis h e k :

$$Es = [37.600,3312 \sin(0,0363 h + 2,2550) + 10.035,1478 \sin(0,5750 h + 0,7588)] k^{-0,5763} \quad (5.16)$$

A Eq. (5.16) descreve o comportamento da estabilidade da fixação feita por meio de duas miniplacas em um corte mediano utilizando seis parafusos. Os limites de validade desta equação são:

$$5,50 \leq h \leq 22,00 \quad [\text{mm}]$$

$$4,32 \times 10^5 \leq k \leq 8,65 \times 10^5 \quad [\text{N/mm}]$$

5.4.3- Corte mediano fixado com uma miniplaca dois parafusos na posição interna (2I)

Um procedimento análogo ao item 5.3.1 foi efetuado para este modelo.

A Fig. 5.81 mostra a curva da estabilidade em termos de números adimensionais em função da posição da miniplaca (π_2). Os valores mostrados nesta figura foram obtidos dos modelos simplificados de elementos finitos com corte mediano, uma miniplaca e dois parafusos

posicionados internamente em relação ao corte, mantendo constante a rigidez da miniplaca referenciada por π_3 .

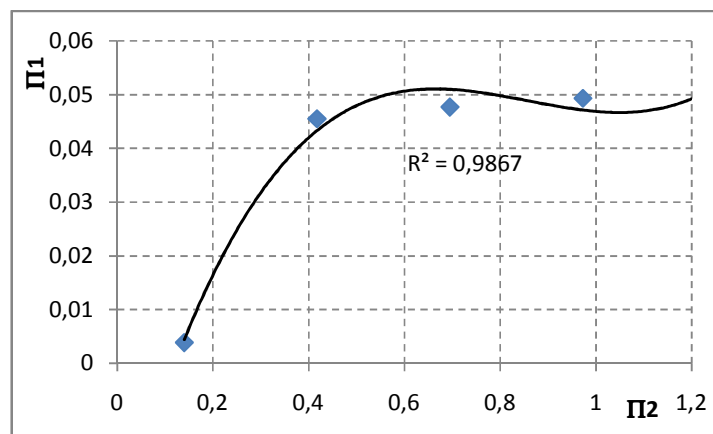


Figura 5.81- Estabilidade (π_1) em função de posição da miniplaca (π_2).

A Eq. (5.17) mostra a equação ajustada aos pontos obtidos da análise numérica, mostrados na Fig. 5.81. De forma similar, a Fig. 5.82 mostra a curva da estabilidade versus rigidez da miniplaca em termos de números adimensionais. A Eq. (5.18) representa a curva ajustada aos dados experimentais mostradas na Fig. 5.82.

$$F(\pi_2, \bar{\pi}_3) = 0,1537 \pi_2^3 - 0,3953 \pi_2^2 + 0,3217 \pi_2 - 0,0333 \quad (5.17)$$

$$F(\bar{\pi}_2, \pi_3) = 0,9217 (\pi_3)^{-0,2656} \quad (5.18)$$

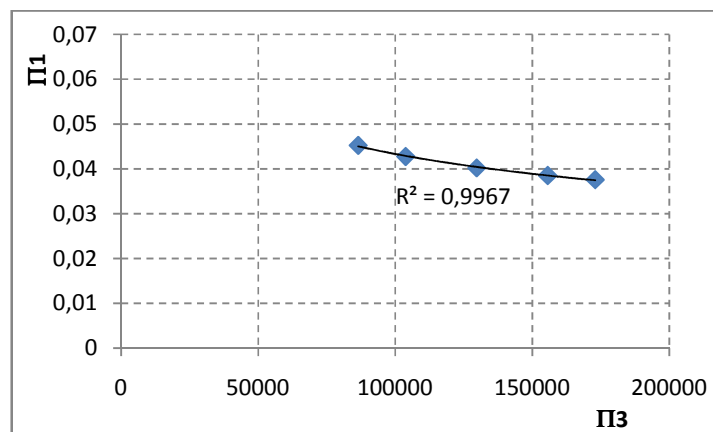


Figura 5.82- Estabilidade (π_1) em função da rigidez da miniplaca (π_3).

O formato das curvas mostradas nas Eq. (5.17) e (5.18) indica que tais equações componentes são melhor ajustadas na forma de produto visando a formar a equação preditiva do fenômeno da Estabilidade, de acordo com a Eq. (5.5). O termo constante da Eq. (5.5) pode ser obtido, substituindo o valor de $\bar{\pi}_3$ por um valor constante ($\bar{\pi}_2 = 1,25$) na Eq. (5.17), obtém-se:

$$F(\bar{\pi}_2, \bar{\pi}_3) = 0,0514$$

Portanto, a equação resultante da estabilidade em função de $\Pi_2 \times \Pi_3$ é dada por:

$$F(\pi_2, \pi_3) = [2,7583 (\pi_2)^3 - 7,0940 (\pi_2)^2 + 5,7732 (\pi_2) - 0,5976] (\pi_3)^{-0,2656} \quad (5.19)$$

Para avaliar a validade da Eq. (5.19) é possível obter outro conjunto de dados considerando outro valor de π_2 constante ($\bar{\pi}_2 = 0,97$). A Fig. 5.83 mostra esta nova análise e a Eq. (5.20) mostra a curva ajustada a estes resultados numéricos.

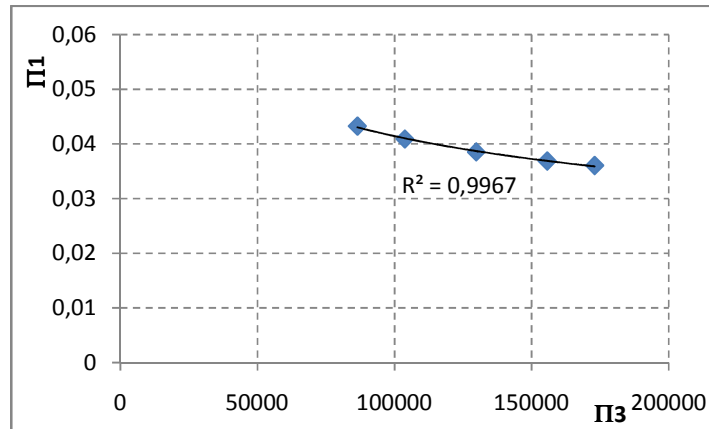


Figura 5.83- Resultados das análises em elementos finitos para um novo valor $\bar{\pi}_2$.

$$F(\bar{\pi}_2, \pi_3) = 0,8555 (\pi_3)^{-0,2630} \quad (5.20)$$

O teste de validade para combinar as equações componentes em produto foi feito assumindo que a Eq. (5.19) é válida também para outro conjunto de dados para outro valor de π_2 constante, denominado $\bar{\pi}_2$, conforme Eq. (5.8). Determina-se os valores das constantes dos

denominadores desta equação de forma análoga ao item 5.3.1, para $\bar{\pi}_3 = 86.481,38$ nas Eq.5.18 e 5.20.

$$F(\bar{\pi}_2, \bar{\pi}_3) = 0,0450$$

$$F(\bar{\bar{\pi}}_2, \bar{\pi}_3) = 0,0430$$

Substituindo os valores das equações e dos π -termos constantes, tem-se:

$$\frac{0,9217 (\pi_3)^{-0,2656}}{0,0450} = \frac{0,8555 (\pi_3)^{-0,2630}}{0,0430} \quad (5.21)$$

Para avaliar o erro destes ajustes, plotam-se as curvas dos dois lados da Eq. (5.21) (Fig. 5.84).

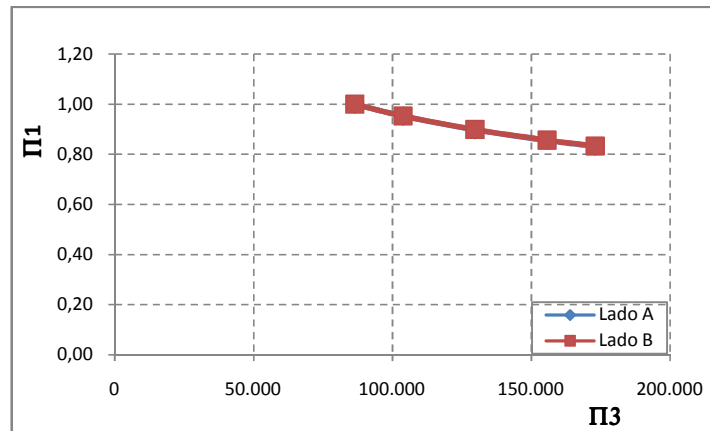


Figura 5.84- Curvas comparativas para o teste de validade da Eq. (5.21).

Observa-se, na Fig. 5.84, que a diferença entre as duas curvas é mínima (0,18%) e pode-se considerar que a Eq. (5.19) pode ser obtida via função produto.

A Eq. (5.19) é dada em função dos π -termos constantes: π_1 , π_2 e π_3 . Substituindo estes termos por suas respectivas variáveis, é possível obter a estabilidade da ligação em função das variáveis do problema. Os π -termos adimensionais são apresentados no item 4.6.2. Logo, a estabilidade é dada em função das variáveis h e k :

$$E_s = [0,2115 h^3 - 10,8777 h^2 + 177,0485,86 h - 366,5363] k^{0,2656} \quad (5.22)$$

A Eq. (5.22) descreve o comportamento da estabilidade da fixação feita por meio de uma miniplaca em um corte mediano utilizando dois parafusos posicionados internamente em relação à linha de corte. Os limites de validade desta equação são:

$$2,80 \leq h \leq 25,00 \quad [\text{mm}]$$

$$4,32 \times 10^5 \leq k \leq 8,65 \times 10^5 \quad [\text{N/mm}]$$

5.4.4- Corte mediano fixado com duas miniplacas e dois parafusos na posição interna (2I)

Um procedimento análogo ao item 5.3.1 foi efetuado para este modelo.

A Fig. 5.85 mostra a curva da estabilidade em termos de números adimensionais em função da posição da miniplaca (π_2). Os valores mostrados nesta figura foram obtidos dos modelos simplificados de elementos finitos com corte mediano, duas miniplacas e dois parafusos posicionados internamente em relação ao corte, mantendo constante a rigidez da miniplaca referenciada por π_3 .

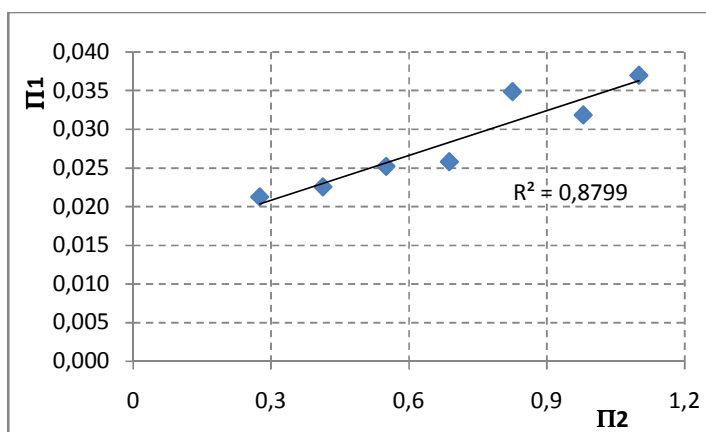


Figura 5.85- Estabilidade (π_1) em função de posição da miniplaca (π_2).

A Eq. (5.23) mostra a equação ajustada aos pontos obtidos da análise numérica, mostrados na Fig. 5.85. De forma similar, a Fig. 5.86 mostra a curva da estabilidade *versus*

rigidez da miniplaca em termos de números adimensionais. A Eq. (5.24) representa a curva ajustada aos dados experimentais mostradas na Fig. 5.86.

$$F(\pi_2, \bar{\pi}_3) = 0,0193 \pi_2 + 0,0150 \quad (5.23)$$

$$F(\bar{\pi}_2, \pi_3) = 418,9197 (\pi_3)^{-0,8698} \quad (5.24)$$

O formato das curvas mostradas nas Eq. (5.23) e (5.24) indica que tais equações componentes são melhor ajustadas na forma de produto visando a formar a equação preditiva do fenômeno da Estabilidade, de acordo com a Eq. (5.5). O termo constante da Eq. 5.5 pode ser obtido substituindo o valor de $\bar{\pi}_2$ por um valor constante ($\bar{\pi}_2 = 0,275$) na Eq. (5.23):

$$F(\bar{\pi}_2, \bar{\pi}_3) = 0,0203$$

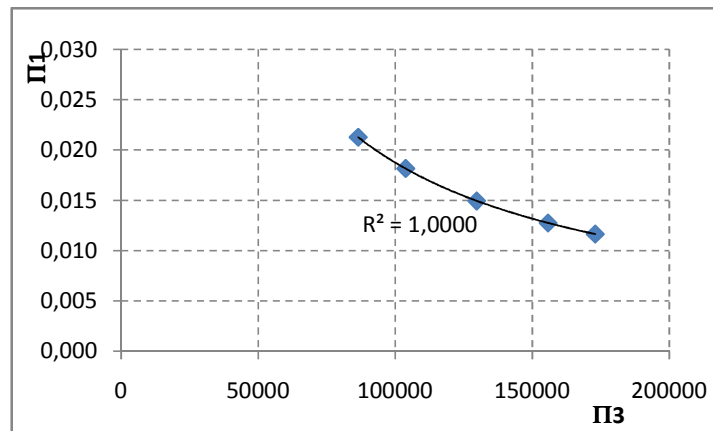


Figura 5.86- Estabilidade (π_1) em função da rigidez da miniplaca (π_3).

Portanto, a equação resultante da estabilidade em função de $\pi_2 \times \pi_3$ é dada por:

$$F(\pi_2, \pi_3) = [398,0872 (\pi_2) + 309,3942] (\pi_3)^{-0,8698} \quad (5.25)$$

Para avaliar a validade da Eq. (5.25) é possível efetuar outro conjunto de dados considerando outro valor de π_2 constante ($\bar{\pi}_2 = 0,41$). A Fig. 5.87 mostra esta nova análise e a Eq. (5.26) mostra a curva ajustada a estes resultados numéricos.

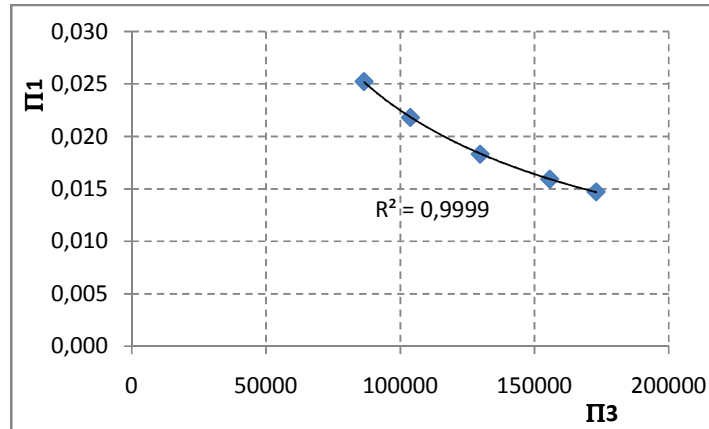


Figura 5.87- Resultados das análises em elementos finitos para um novo valor $\bar{\pi}_2$.

$$F(\bar{\pi}_2, \pi_3) = 175,3916 (\pi_3)^{-0,7784} \quad (5.26)$$

O teste de validade para combinar as equações componentes em produto foi feito assumindo que a Eq. (5.25) é válida também para outro conjunto de dados para outro valor de π_2 constante, denominado $\bar{\pi}_2$, conforme Eq. (5.8). Determinando-se os valores das constantes dos denominadores da Eq. (5.8) de forma análoga ao item 5.3.1, para $\bar{\pi}_3 = 86.481,38$ nas Eq. 5.24 e 5.26.

$$F(\bar{\pi}_2, \bar{\pi}_3) = 0,0213$$

$$F(\bar{\pi}_2, \bar{\pi}_3) = 0,0252$$

Substituindo os valores das equações e dos π -termos constantes, tem-se:

$$\frac{418,9197 (\pi_3)^{-0,8698}}{0,0213} = \frac{175,3916 (\pi_3)^{-0,7784}}{0,0252} \quad (5.27)$$

Para avaliar o erro destes ajustes, plotam-se as curvas dos dois lados da Eq. (5.27) (Fig. 5.88).

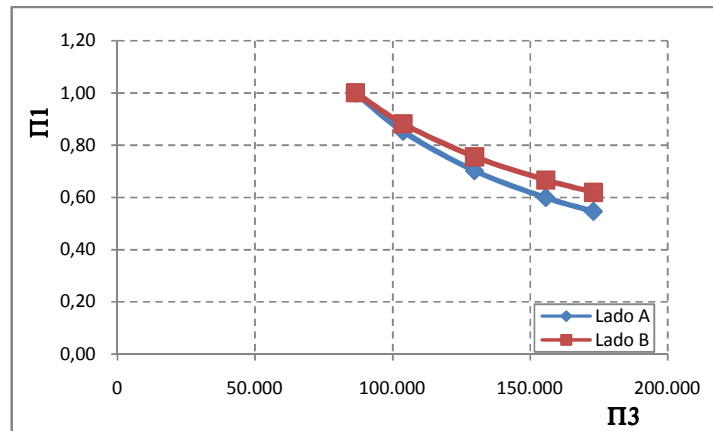


Figura 5.88- Curvas comparativas para o teste de validade da Eq. (5.27).

Observa-se, na Fig. 5.88, que a diferença entre as duas curvas é pequena, na ordem de 7%, e pode-se considerar que a Eq. (5.25) pode ser obtida via função produto.

A Eq. (5.25) é dada em função dos π -termos constantes: π_1 , π_2 e π_3 . Substituindo estes termos por suas respectivas variáveis, é possível obter a estabilidade da ligação em função das variáveis do problema. Os π -termos adimensionais são apresentados no item 4.6.2. Logo, a estabilidade é dada em função das variáveis h e k :

$$E_s = [32.282,8803 h + 501.806,4845](k)^{-0,8698} \quad (5.28)$$

A Eq. (5.28) descreve o comportamento da estabilidade da fixação feita por meio de duas miniplacas em um corte mediano utilizando dois parafusos posicionados internamente em relação à linha de corte. Os limites de validade desta equação são:

$$\begin{aligned} 5,50 \leq h \leq 22,00 & \quad [\text{mm}] \\ 4,32 \times 10^5 \leq k \leq 8,65 \times 10^5 & \quad [\text{N/mm}] \end{aligned}$$

5.4.5- Corte paramediano fixado com uma miniplaca e seis parafusos (6P)

Um procedimento análogo ao item 5.3.1 foi efetuado para este modelo.

A Fig. 5.89 mostra a curva da estabilidade em termos de números adimensionais em função da posição da miniplaca (π_2). Os valores mostrados nesta figura foram obtidos dos modelos simplificados de elementos finitos com corte paramediano, uma miniplaca e dois

parafusos posicionados internamente em relação ao corte, mantendo constante a rigidez da miniplaca referenciada por π_3 .

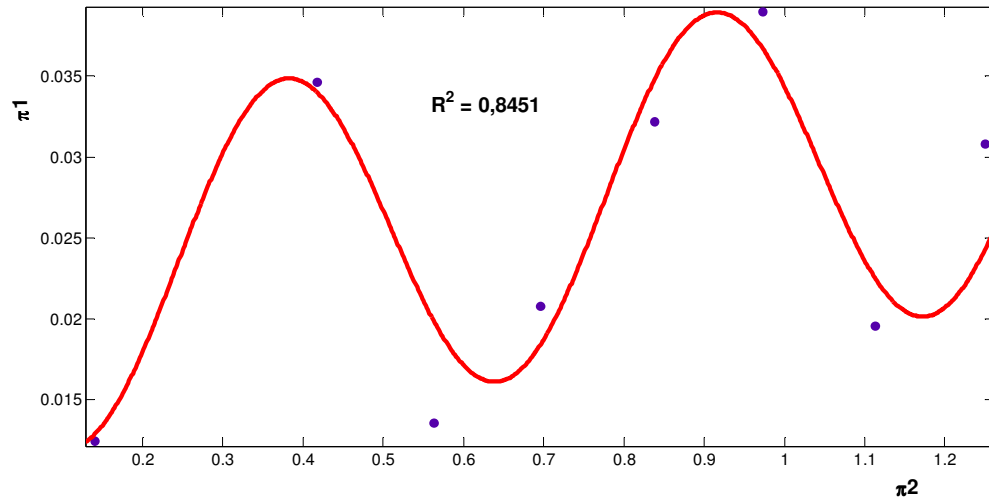


Figura 5.89- Estabilidade (π_1) em função de posição da miniplaca (π_2).

A Eq. (5.29) mostra a equação ajustada aos pontos obtidos da análise numérica, mostrados na Fig. 5.89. De forma similar, a Fig. 5.90 mostra a curva da estabilidade *versus* rigidez da miniplaca em termos de números adimensionais. A Eq. (5.30) representa a curva ajustada aos dados experimentais mostradas na Fig. 5.90.

$$F(\pi_2, \bar{\pi}_3) = 0,0740 \sin(0,1108 \pi_2 + 0,2948) + 0,0104 \sin(11,7800 \pi_2 - 2,8710) \quad (5.29)$$

$$F(\bar{\pi}_2, \pi_3) = 0,0595(\pi_3)^{-0,0580} \quad (5.30)$$

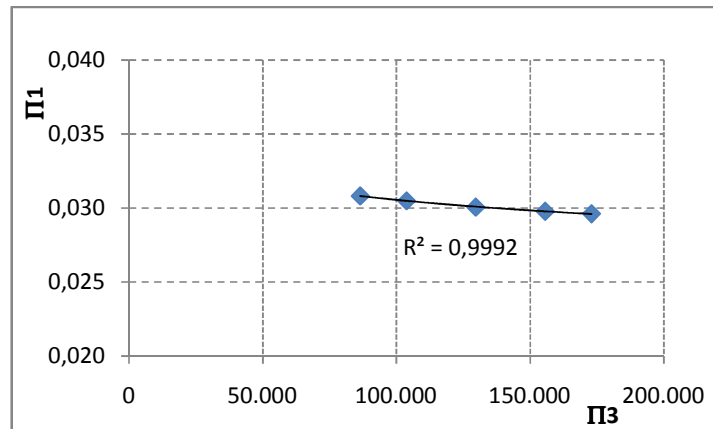


Figura 5.90- Estabilidade (π_1) em função da rigidez da miniplaca (π_3).

O formato das curvas mostradas nas Eq. (5.29) e (5.30) indica que tais equações componentes são melhor ajustadas na forma de produto visando a formar a equação preditiva do fenômeno da Estabilidade, de acordo com a Eq. (5.5). O termo constante da Eq. (5.5) pode ser obtido, substituindo o valor de $\bar{\pi}_2$ por um valor constante ($\bar{\pi}_2 = 1,25$) na Eq. (5.23):

$$F(\bar{\pi}_2, \bar{\pi}_3) = 0,0243$$

Portanto, a equação resultante da estabilidade em função de $\Pi_2 \times \Pi_3$ é dada por:

$$F(\pi_2, \pi_3) = [0,1832 \sin(0,1108\pi_2 + 0,2948) + 0,0254 \sin(11,78 \pi_2 + 2,87)] (\pi_3)^{-0,0580} \quad (5.31)$$

Para avaliar a validade da Eq. (5.31) é possível efetuar outro conjunto de dados considerando outro valor de π_2 constante ($\bar{\pi}_2 = 1,13$). A Fig. 5.91 mostra esta nova análise e a Eq. (5.32) mostra a curva ajustada a estes resultados numéricos.

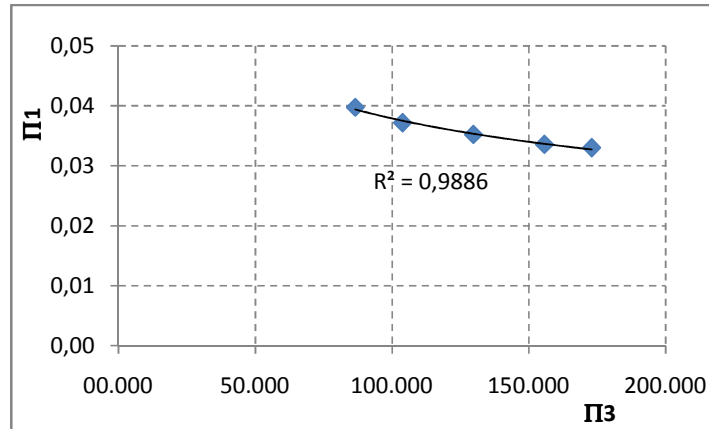


Figura 5.91- Resultados das análises em elementos finitos para um novo valor $\bar{\pi}_2$.

$$F(\bar{\pi}_2, \pi_3) = 0,8233 (\pi_3)^{-0,2673} \quad (5.32)$$

O teste de validade para combinar as equações componentes em produto foi feito assumindo que a Eq. (5.31) é válida também para outro conjunto de dados para outro valor de π_2 constante, denominado $\bar{\pi}_2$, conforme Eq. (5.8). Determinando-se os valores das constantes dos denominadores desta equação de forma análoga ao item 5.3.1, para $\bar{\pi}_3 = 86.481,38$ nas Eq.5.30 e 5.32.

$$F(\bar{\pi}_2, \bar{\pi}_3) = 0,0308$$

$$F(\bar{\pi}_2, \bar{\pi}_3) = 0,0394$$

Substituindo os valores das equações e dos π -termos constantes, tem-se:

$$\frac{0,0595 (\pi_3)^{-0,0580}}{0,0308} = \frac{0,8233 (\pi_3)^{-0,2673}}{0,0394} \quad (5.33)$$

Para avaliar o erro destes ajustes, plotam-se as curvas dos dois lados da Eq. (5.33) (Fig. 5.92). Observa-se nesta figura que a diferença entre as duas curvas é pequena, na ordem de 13%, e pode-se considerar que a Eq. (5.31) pode ser obtida via função produto.

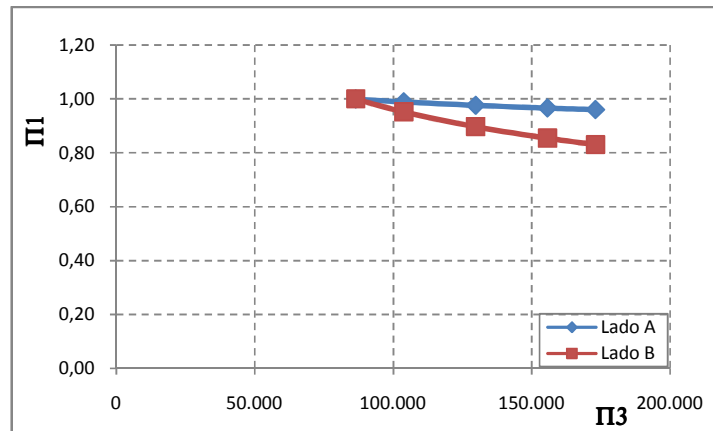


Figura 5.92- Curvas comparativas para o teste de validade da Eq. (5.33).

A Eq. (5.31) é dada em função dos π -termos constantes: π_1 , π_2 e π_3 . Substituindo estes termos por suas respectivas variáveis, é possível obter a estabilidade da ligação em função das variáveis do problema. Os π -termos adimensionais são apresentados no item 4.6.2. Logo, a estabilidade é dada em função das variáveis h e k :

$$E_s = [79,6244 \sin(0,0055 h + 0,2948) + 4,5626 \sin(0,5890 h - 2,8710)] k^{-0,0580} \quad (5.34)$$

A Eq. (5.34) descreve o comportamento da estabilidade da fixação feita por meio de uma miniplaca em um corte paramediano utilizando seis parafusos. Os limites de validade desta equação são:

$$2,80 \leq h \leq 25,00 \quad [\text{mm}]$$

$$4,32 \times 10^5 \leq k \leq 8,65 \times 10^5 \quad [\text{N/mm}]$$

5.4.6- Corte paramediano fixado com duas miniplacas e seis parafusos (6P)

Um procedimento análogo ao item 5.3.1 foi efetuado para este modelo.

A Fig. 5.93 mostra a curva da estabilidade em termos de números adimensionais em função da posição da miniplaca inferior (π_2). Os valores mostrados nesta figura foram obtidos dos modelos simplificados de elementos finitos com corte paramediano, duas miniplacas e seis, mantendo constante a rigidez da miniplaca referenciada por π_3 .

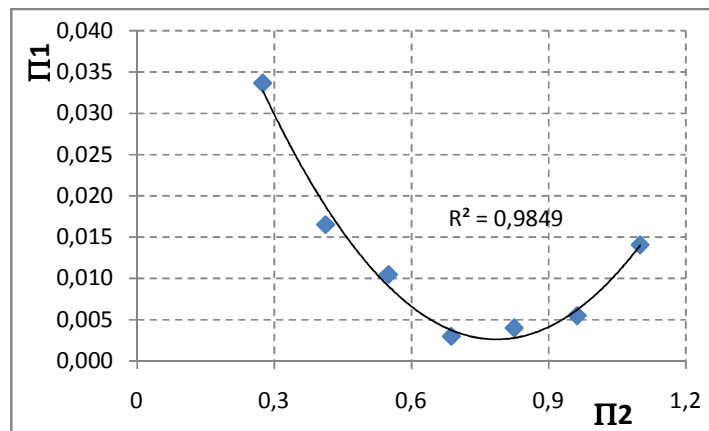


Figura 5.93- Estabilidade (π_1) em função de posição da miniplaca (π_2).

A Eq. (5.35) mostra a equação ajustada aos pontos obtidos da análise numérica, mostrados na Fig. 5.93. De forma similar, a Fig. 5.94 mostra a curva da estabilidade *versus* rigidez da miniplaca em termos de números adimensionais. A Eq. (5.36) representa a curva ajustada aos dados experimentais mostradas na Fig. 5.94.

$$F(\pi_2, \bar{\pi}_3) = 0,1153 \pi_2^2 - 0,1811 \pi_2 + 0,0738 \quad (5.35)$$

$$F(\bar{\pi}_2, \pi_3) = 0,2447 (\pi_3)^{-0,1752} \quad (5.36)$$

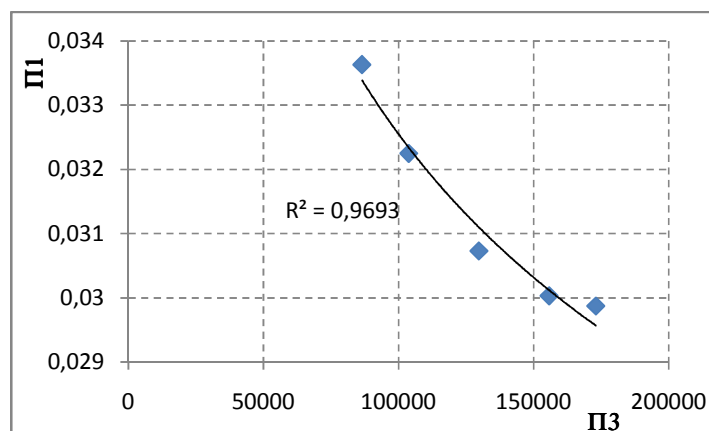


Figura 5.94- Estabilidade (π_1) em função da rigidez da miniplaca (π_3).

O formato das curvas mostradas nas Eq. (5.35) e (5.36) indica que tais equações componentes são melhor ajustadas na forma de produto visando a formar a equação preditiva

do fenômeno da Estabilidade, de acordo com a Eq. (5.5). O termo constante da Eq. (5.5) pode ser obtido, substituindo o valor de $\bar{\pi}_2$ por um valor constante ($\bar{\pi}_2 = 0,275$) na Eq. (5.35):

$$F(\bar{\pi}_2, \bar{\pi}_3) = 0,0327$$

Portanto, a equação resultante da estabilidade em função de $\Pi_2 \times \Pi_3$ é dada por:

$$F(\pi_2, \pi_3) = [0,8624 \pi_2]^2 - 1,3545 (\pi_2) + 0,5520] (\pi_3)^{-0,1752} \quad (5.37)$$

Para avaliar a validade da Eq. (5.37) é possível efetuar outro conjunto de dados considerando outro valor de π_2 constante ($\bar{\pi}_2 = 0,413$). A Fig. 5.95 mostra esta nova análise e a Eq. (5.38) mostra a curva ajustada a estes resultados numéricos.

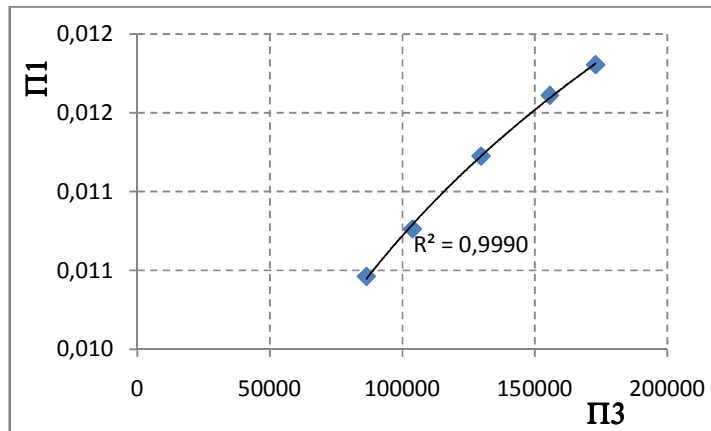


Figura 5.95- Resultados das análises em elementos finitos para um novo valor $\bar{\pi}_2$.

$$F(\bar{\pi}_2, \pi_3) = 0,0014 (\pi_3)^{0,1774} \quad (5.38)$$

O teste de validade para combinar as equações componentes em produto foi feito assumindo que a Eq. (5.37) é válida também para outro conjunto de dados para outro valor de π_2 constante, denominado $\bar{\pi}_2$, conforme Eq. (5.8). Determinando-se os valores das constantes dos denominadores da Eq. (5.8) de forma análoga ao item 5.3.1, para $\bar{\pi}_3 = 86.481,38$ nas Eq. 5.36 e 5.38.

$$F(\bar{\pi}_2, \bar{\pi}_3) = 0,0334$$

$$F(\bar{\pi}_2, \bar{\pi}_3) = 0,0104$$

Substituindo os valores das equações e dos π -termos constantes, tem-se:

$$\frac{0,2447 (\pi_3)^{-0,1752}}{0,0334} = \frac{0,0014 (\pi_3)^{0,1774}}{0,0104} \quad (5.39)$$

Para avaliar o erro destes ajustes, plotam-se as curvas dos dois lados da Eq. (5.39) (Fig. 5.96).

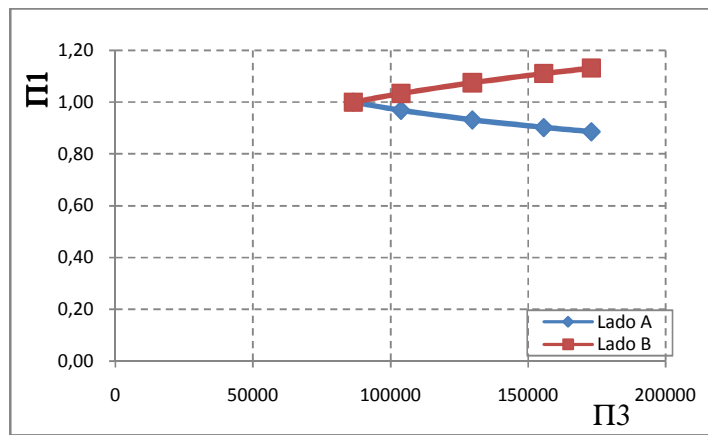


Figura 5.96- Curvas comparativas para o teste de validade da Eq. (5.39).

Observa-se, na Fig. 5.96, que a diferença entre as duas curvas não foi tão pequena, da ordem de 28%. Apesar da diferença não ser tão pequena ainda considera-se que a Eq. (5.37) pode ser obtida via função produto, já que a equação obtida por soma também deu um erro não muito diferente encontrado por produto.

A Eq. (5.37) é dada em função dos π -termos constantes: π_1 , π_2 e π_3 . Substituindo estes termos por suas respectivas variáveis, é possível obter a estabilidade da ligação em função das variáveis do problema. Os π -termos adimensionais são apresentados no item 4.6.2. Logo, a estabilidade é dada em função das variáveis h e k :

$$E_s = [1,1433 h^2 - 35,9144 h + 292,7083] k^{-0,1752} \quad (5.40)$$

A Eq. (5.40) descreve o comportamento da estabilidade da fixação feita por meio de duas miniplacas em um corte paramediano utilizando seis parafusos. Os limites de validade desta equação são:

$$5,50 \leq h \leq 22,00 \quad [\text{mm}]$$

$$4,32 \times 10^5 \leq k \leq 8,65 \times 10^5 \quad [\text{N/mm}]$$

5.4.7- Corte paramediano fixado com uma miniplaca e dois parafusos internos (2I)

Um procedimento análogo ao item 5.3.1 foi efetuado para este modelo.

A Fig. 5.97 mostra a curva da estabilidade em termos de números adimensionais em função da posição da miniplaca (π_2). Os valores mostrados nesta figura foram obtidos dos modelos simplificados de elementos finitos com corte paramediano, uma miniplaca e dois parafusos posicionados internamente em relação ao corte, mantendo constante a rigidez da miniplaca referenciada por π_3 .

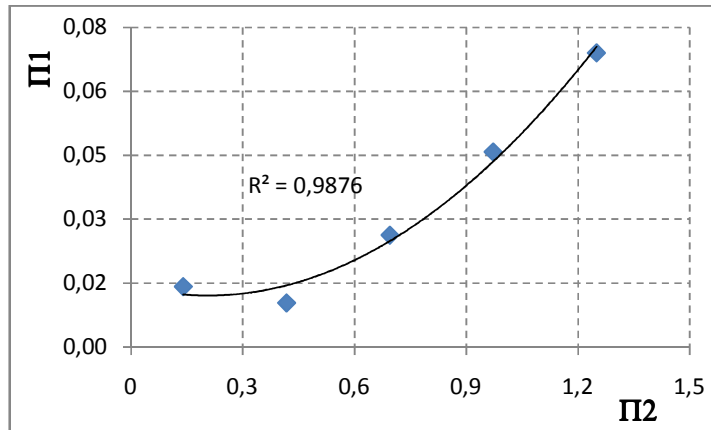


Figura 5.97- Estabilidade (π_1) em função de posição da miniplaca (π_2).

A Eq. (5.41) mostra a equação ajustada aos pontos obtidos da análise numérica, mostrados na Fig. 5.97. De forma similar, a Fig. 5.98 mostra a curva da estabilidade *versus* rigidez da miniplaca em termos de números adimensionais. A Eq. (5.42) representa a curva ajustada aos dados experimentais mostradas na Fig. 5.98.

$$F(\pi_2, \bar{\pi}_3) = 0,0536 \pi_2^2 - 0,0222 \pi_2 + 0,0143 \quad (5.41)$$

$$F(\bar{\pi}_2, \pi_3) = 39,6462 (\pi_3)^{-0,5594} \quad (5.42)$$

O formato das curvas mostradas nas Eq. (5.41) e (5.42) indica que tais equações componentes são melhor ajustadas na forma de produto visando a formar a equação preditiva do fenômeno da Estabilidade, de acordo com a Eq. (5.5). O termo constante da Eq. (5.5) pode ser obtido, substituindo o valor de $\bar{\pi}_2$ por um valor constante ($\bar{\pi}_2 = 1,25$) na Eq. (5.41):

$$F(\bar{\pi}_2, \bar{\pi}_3) = 0,0703$$

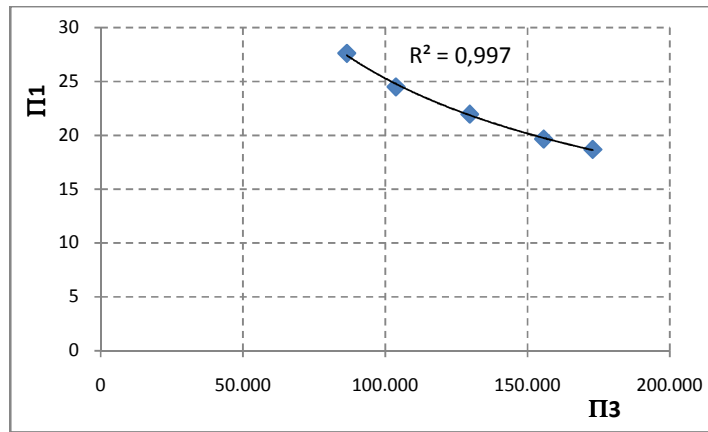


Figura 5.98- Estabilidade (π_1) em função da rigidez da miniplaca (π_3).

Portanto, a equação resultante da estabilidade em função de $\Pi_2 \times \Pi_3$ é dada por:

$$F(\pi_2, \pi_3) = [30,2281 (\pi_2)^2 - 12,5199 (\pi_2) + 8,0646] (\pi_3)^{-0,5594} \quad (5.43)$$

Para avaliar a validade da Eq. (5.43) é possível efetuar outro conjunto de dados considerando outro valor de π_2 constante ($\bar{\pi}_2 = 0,9725$). A Fig. 5.99 mostra esta nova análise e a Eq. (5.44) mostra a curva ajustada a estes resultados numéricos.

$$F(\bar{\pi}_2, \pi_3) = 0,3415 (\pi_3)^{-0,1770} \quad (5.44)$$

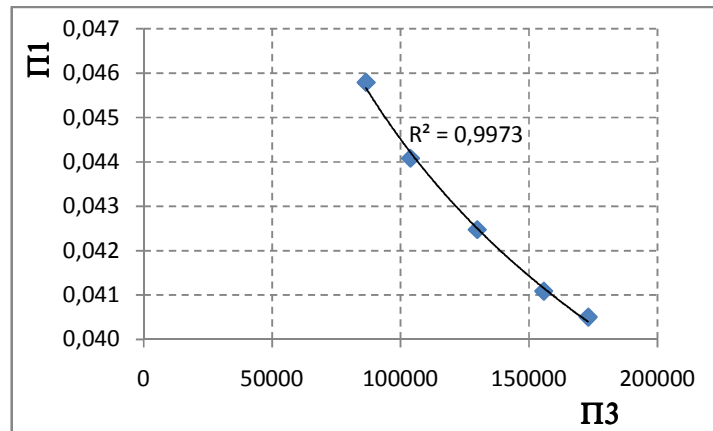


Figura 5.99- Resultados das análises em elementos finitos para um novo valor $\bar{\pi}_2$.

O teste de validade para combinar as equações componentes em produto foi feito assumindo que a Eq. (5.43) é válida também para outro conjunto de dados para outro valor de π_2 constante, denominado $\bar{\pi}_2$, conforme Eq. (5.8). Determinando-se os valores das constantes dos denominadores da Eq. (5.8) de forma análoga ao item 5.3.1, para $\bar{\pi}_3 = 86.481,38$ nas Eq.5.42 e 5.44.

$$F(\bar{\pi}_2, \bar{\pi}_3) = 0,0686$$

$$F(\bar{\pi}_2, \bar{\pi}_3) = 0,0457$$

Substituindo os valores das equações e dos π -termos constantes, tem-se:

$$\frac{39,6462(\pi_3)^{-5594}}{0,0686} = \frac{0,3415 (\pi_3)^{-0,1770}}{0,0457} \quad (5.45)$$

Para avaliar o erro destes ajustes, plotam-se as curvas dos dois lados da Eq. (5.45) (Fig. 5.100).

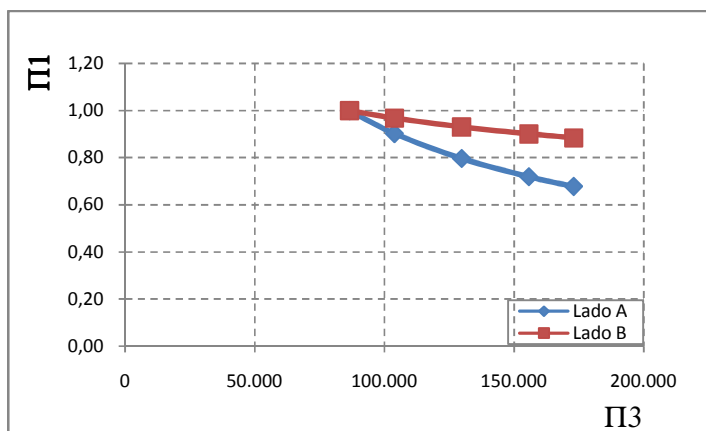


Figura 5.100- Curvas comparativas para o teste de validade da Eq. (5.45).

Observa-se, na Fig. 5.100, que a diferença entre as duas curvas não foi tão pequena, da ordem de 30%. Apesar da diferença não ser pequena, ainda considera-se que a Eq. (5.43) pode ser obtida via função produto, já que a equação obtida por soma também deu um erro não muito diferente encontrado por produto.

A Eq. (5.43) é dada em função dos π -termos constantes: π_1 , π_2 e π_3 . Substituindo estes termos por suas respectivas variáveis, é possível obter a estabilidade da ligação em função das variáveis do problema. Os π -termos adimensionais são apresentados no item 4.6.2. Logo, a estabilidade é dada em função das variáveis h e k :

$$Es = (74,3729 h^2 - 616,0741 h + 7.936,8220) k^{-0,5594} \quad (5.46)$$

A Eq. (5.46) descreve o comportamento da estabilidade da fixação feita por meio de uma miniplaca em um corte paramediano utilizando dois parafusos. Os limites de validade desta equação são:

$$\begin{aligned} 2,80 \leq h \leq 25,00 & \quad [\text{mm}] \\ 4,32 \times 10^5 \leq k \leq 8,65 \times 10^5 & \quad [\text{N/mm}] \end{aligned}$$

5.4.8- Corte paramediano fixado com duas miniplacas e dois parafusos internos (2I)

Um procedimento análogo ao item 5.3.1 foi efetuado para este modelo.

A Fig. 5.101 mostra a curva da estabilidade em termos de números adimensionais em função da posição da miniplaca (π_2). Os valores mostrados nesta figura foram obtidos dos

modelos simplificados de elementos finitos com corte paramediano, duas miniplacas e dois parafusos posicionados internamente em relação ao corte, mantendo constante a rigidez da miniplaca referenciada por π_3 .

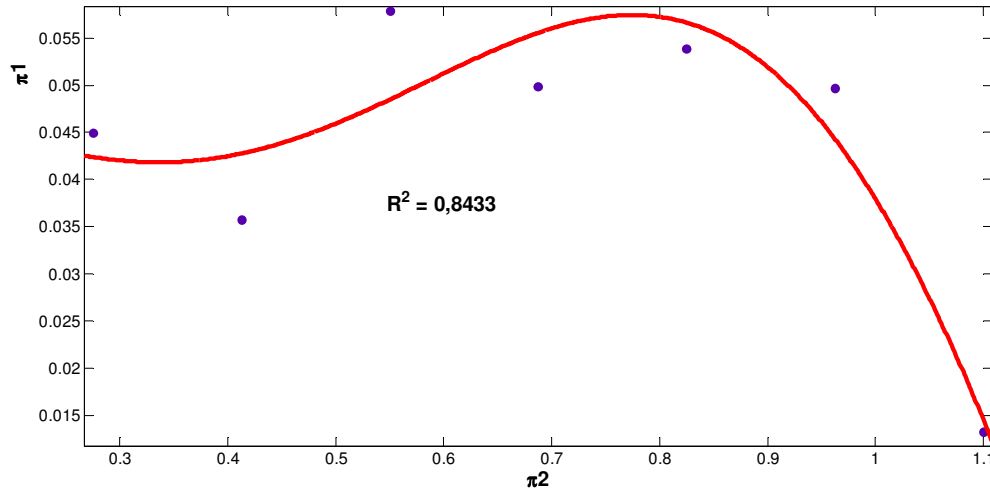


Figura 5.101- Estabilidade (π_1) em função de posição da miniplaca (π_2).

A Eq. (5.47) mostra a equação ajustada aos pontos obtidos da análise numérica, mostrados na Fig. 5.101. De forma similar, a Fig. 5.102 mostra a curva da estabilidade *versus* rigidez da miniplaca em termos de números adimensionais. A Eq. (5.48) representa a curva ajustada aos dados experimentais mostradas na Fig. 5.102.

$$F(\pi_2, \bar{\pi}_3) = 0,1313 \sin(3,0460 \pi_2 + 0,3866) + 0,0892 \sin(4,1540 \pi_2 + 3,1430) \quad (5.47)$$

$$F(\bar{\pi}_2, \pi_3) = 0,2741 (\pi_3)^{-0,1604} \quad (5.48)$$

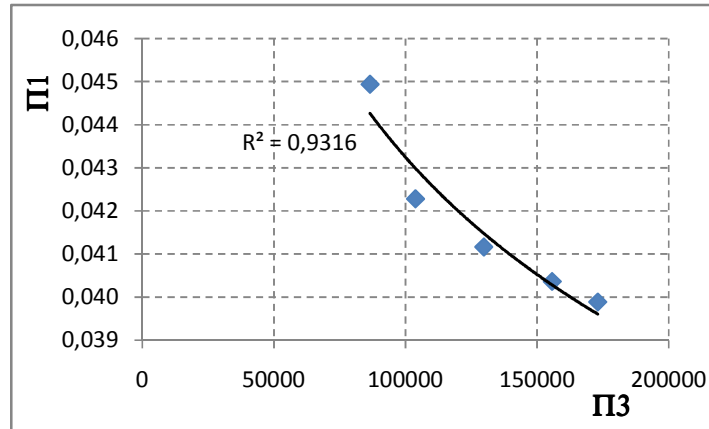


Figura 5.102- Estabilidade (π_1) em função da rigidez da miniplaca (π_3).

O formato das curvas mostradas nas Eq. (5.47) e (5.48) indica que tais equações componentes são melhores ajustadas na forma de produto visando formar a equação preditiva do fenômeno da Estabilidade, de acordo com a Eq. (5.5). O termo constante da Eq. (5.5) pode ser obtido, substituindo o valor de $\bar{\pi}_2$ por um valor constante ($\bar{\pi}_2 = 0,275$) na Eq. (5.47):

$$F(\bar{\pi}_2, \bar{\pi}_3) = 0,0423$$

Portanto, a equação resultante da estabilidade em função de $\Pi_2 \times \Pi_3$ é dada por:

$$F(\pi_2, \pi_3) = [0,8504 \sin(3,0460 \pi_2 + 0,3866) + 0,0892 \sin(4,1540 \pi_2 + 3,1430)] (\pi_3)^{-0,1604} \quad (5.49)$$

Para avaliar a validade da Eq. (5.49) é possível efetuar outro conjunto de dados considerando outro valor de π_2 constante ($\bar{\pi}_2 = 0,4125$). A Fig. 5.103 mostra esta nova análise e a Eq. 5.50 a curva ajustada a estes resultados numéricos.

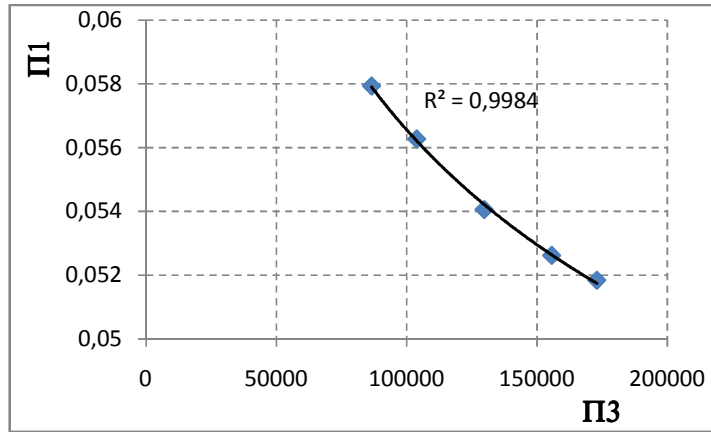


Figura 5.103- Resultados das análises em elementos finitos para um novo valor $\bar{\pi}_2$.

$$F(\bar{\pi}_2, \pi_3) = 0,3662 (\pi_3)^{-0,1623} \quad (5.50)$$

O teste de validade para combinar as equações componentes em produto foi feito assumindo que a Eq. (5.49) é válida também para outro conjunto de dados para outro valor de π_2 constante, denominado $\bar{\pi}_2$, conforme Eq. (5.8). Determinando-se os valores das constantes dos denominadores da Eq. (5.8) de forma análoga ao item 5.3.1, para $\bar{\pi}_3 = 86.481,38$ nas Eq. (5.48) e Eq. (5.50).

$$F(\bar{\pi}_2, \bar{\pi}_3) = 0,0443$$

$$F(\bar{\pi}_2, \bar{\pi}_3) = 0,0579$$

Substituindo os valores das equações e dos π -termos constantes, tem-se:

$$\frac{0,2741 (\pi_3)^{-0,1604}}{0,0443} = \frac{0,3662 (\pi_3)^{-0,1623}}{0,0579} \quad (5.51)$$

Para avaliar o erro destes ajustes, plotam-se as curvas dos dois lados da Eq. (5.51) (Fig. 5.104).

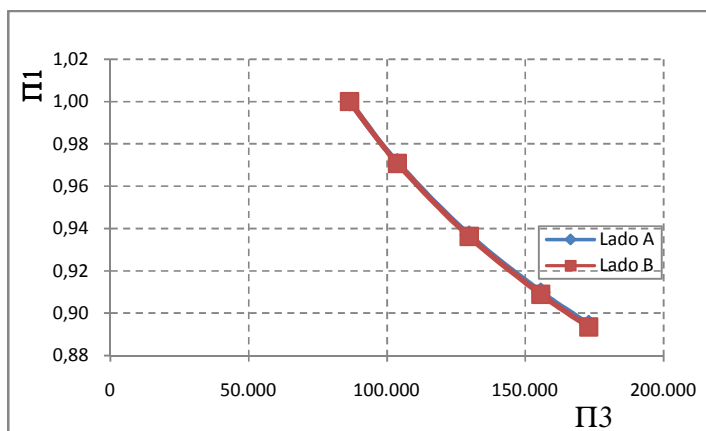


Figura 5.104- Curvas comparativas para o teste de validade da Eq. 5.51.

Observa-se, na Fig. 5.104, que a diferença entre as duas curvas é mínima, na ordem de 0,13%, e pode-se considerar que a Eq. (5.49) pode ser obtida via função produto. Esta equação é dada em função dos π -termos constantes: π_1 , π_2 e π_3 . Substituindo estes termos por suas respectivas variáveis, é possível obter a estabilidade da ligação em função das variáveis do problema. Os π -termos adimensionais são apresentados no item 4.6.2. Logo, a estabilidade é dada em função das variáveis h e k :

$$E_s = [440,3241 \sin(0,1523 h + 0,3866) + 299,0693 \sin(0,2077 h - 3,1430)] k^{-0,1604} \quad (5.52)$$

A Eq. (5.52) descreve o comportamento da estabilidade da fixação feita por meio de duas miniplacas em um corte paramediano utilizando dois parafusos. Os limites de validade desta equação são:

$$\begin{aligned} 5,50 \leq h \leq 22,00 & \quad [\text{mm}] \\ 4,32 \times 10^5 \leq k \leq 8,65 \times 10^5 & \quad [\text{N/mm}] \end{aligned}$$

5.5- Otimização das equações de estabilidade

No Capítulo IV, item 4.6.3 foi comentado sobre os métodos de otimização por algoritmos genéticos bem como suas vantagens e desvantagens. Uma vez que foram determinadas as

equações preditivas ou funções objetivas das oito condições analisadas, fez-se necessário determinar o valor ótimo da estabilidade dada para cada uma destas equações, ou seja, o seu menor valor fazendo a otimização desta função. Para isto, foi utilizando o aplicativo GAOT do *software* Matlab® para determinar as condições ótimas de aplicação das variáveis para obter o mínimo da função. Otimizada a função, foram obtidos os valores ótimos para as variáveis h e k , bem como o valor mínimo da função, a estabilidade E_s para cada situação.

5.5.1- Modelo com corte mediano fixado com uma miniplaca e seis parafusos

A função a ser otimizada é dada por:

$$E_s = (97.355,5773 h^{0,3984} - 84.497,0729) k^{-0.7787} \quad (5.10)$$

Os limites de validade desta equação são:

$$2,80 \leq h \leq 25,00 \quad [\text{mm}]$$

$$4,32 \times 10^5 \leq k \leq 8,65 \times 10^5 \quad [\text{N/mm}]$$

Os valores encontrados através da otimização foram:

$$h = 2,80 \quad [\text{mm}]$$

$$k = 8,66 \times 10^5 \quad [\text{N/mm}]$$

$$E_s = 1,48 \quad [\text{mm}^2]$$

A Fig. 5.105 mostra o gráfico da função da Eq. (5.10) e o ponto de mínimo da mesma. Observa-se pelos resultados que, para *corte mediano com uma miniplaca e seis parafusos*, a melhor condição para posicionar a miniplaca, que garante a melhor estabilidade, é na região inferior da mandíbula, utilizando uma miniplaca padrão de titânio com 2 mm de espessura.

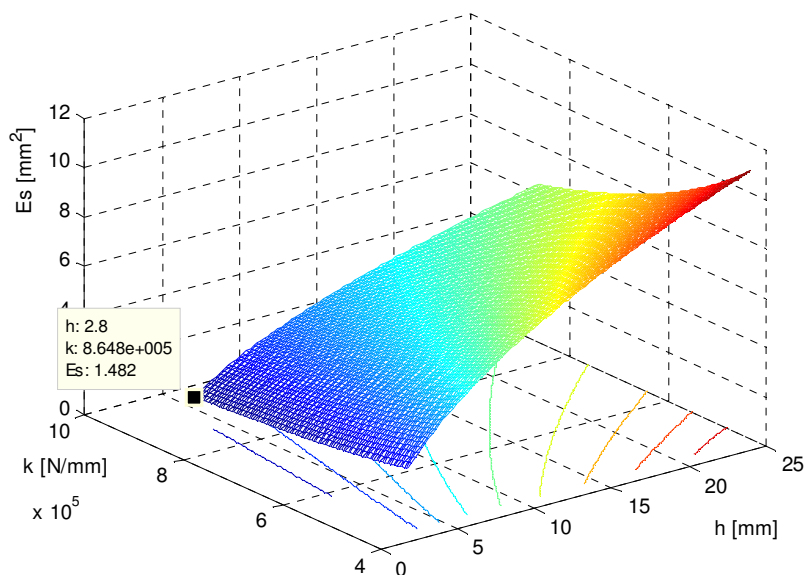


Figura 5.105- Estabilidade da fixação mostrando o mínimo da função.

5.5.2- Modelo com corte mediano fixado com duas miniplacas e seis parafusos

A função a ser otimizada é dada por:

$$E_s = [37.600,3312 \sin(0,0363 h + 2,2550) + 10.035,1478 \sin(0,5750 h + 0,7588)] k^{-0,5763} \quad (5.16)$$

Os limites de validade desta equação são:

$$5,5 \leq h \leq 22,00 \quad [\text{mm}]$$

$$4,32 \times 10^5 \leq k \leq 8,65 \times 10^5 \quad [\text{N/mm}]$$

Os valores encontrados através da otimização foram:

$$h = 18,17 \quad [\text{mm}]$$

$$k = 4,32 \times 10^5 \quad [\text{N/mm}]$$

$$E_s = 6,98 \quad [\text{mm}^2]$$

A Fig. 5.106 mostra o gráfico da função da Eq. (5.16) e o ponto de mínimo da mesma. Observa-se pelos resultados que, para *corte mediano com duas miniplacas e seis parafusos*, a melhor condição para posicionar a miniplaca inferior, que garante a melhor estabilidade, é numa região próxima da borda inferior da mandíbula, utilizando uma miniplaca padrão de titânio de 1 mm de espessura.

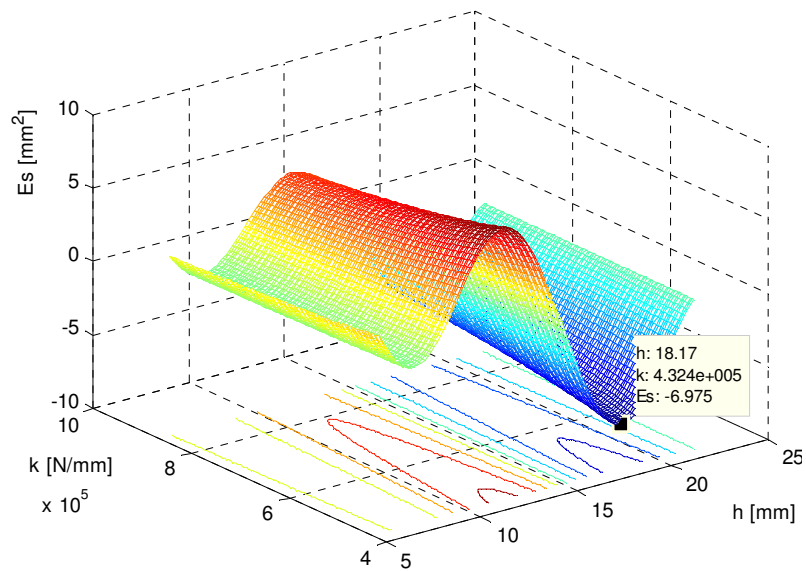


Figura 5.106- Estabilidade da fixação mostrando o mínimo da função.

5.5.3- Modelo com corte mediano fixado com uma miniplaca e dois parafusos na posição interna (2I)

A função a ser otimizada é dada por:

$$E_s = [0,2115 h^3 - 10,8777 h^2 + 177,0485,86 h - 366,5363] k^{0,2656} \quad (5.22)$$

Os limites de validade desta equação são:

$$2,80 \leq h \leq 25,00 \quad [\text{mm}]$$

$$4,32 \times 10^5 \leq k \leq 8,65 \times 10^5 \quad [\text{N/mm}]$$

Os valores encontrados através da otimização foram:

$$h = 2,80 \quad [\text{mm}]$$

$$k = 8,66 \times 10^5 \quad [\text{N/mm}]$$

$$E_s = 1,29 \quad [\text{mm}^2]$$

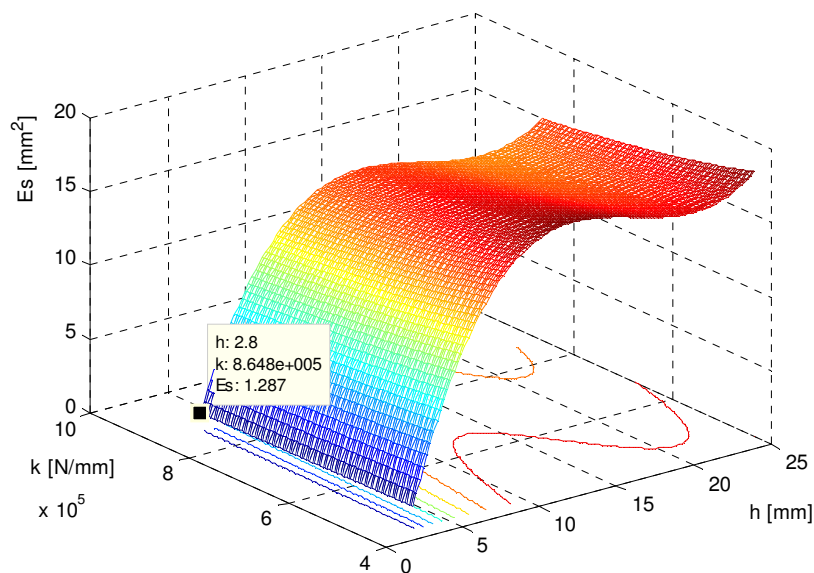


Figura 5.107- Estabilidade da fixação mostrando o mínimo da função.

A Fig. 5.107 mostra o gráfico da função da Eq. (5.22) e o ponto de mínimo da mesma. Observa-se pelos resultados que, para *corte mediano com uma miniplaca e dois parafusos*, a melhor condição para posicionar a miniplaca, que garante a melhor estabilidade, é na região inferior da mandíbula, utilizando uma miniplaca padrão de titânio com 2 mm de espessura.

5.5.4- Modelo com corte mediano fixado com duas miniplacas e dois parafusos na posição interna (2I)

A função a ser otimizada é dada por:

$$E_s = [32.282,8803 h + 501.806,4845](k)^{-0,8698} \quad (5.28)$$

Os limites de validade desta equação são:

$$\begin{aligned} 5,50 \leq h \leq 22,00 & \quad [\text{mm}] \\ 4,32 \times 10^5 \leq k \leq 8,65 \times 10^5 & \quad [\text{N/mm}] \end{aligned}$$

Os valores encontrados através da otimização foram:

$$\begin{aligned} h &= 5,50 & [\text{mm}] \\ k &= 8,66 \times 10^5 & [\text{N/mm}] \\ E_s &= 4,66 & [\text{mm}^2] \end{aligned}$$

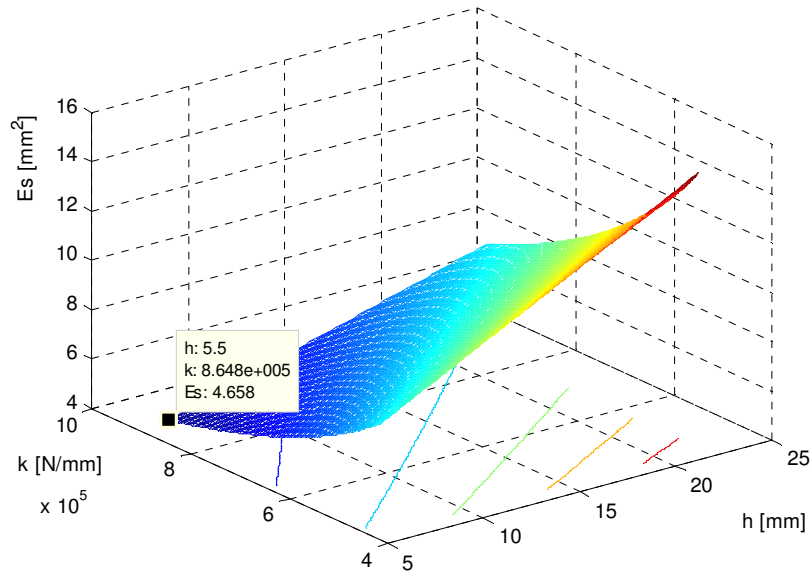


Figura 5.108- Estabilidade da fixação mostrando o mínimo da função.

A Fig. 5.108 mostra o gráfico da função da Eq. (5.28) e o ponto de mínimo da mesma. Observa-se pelos resultados que, para *corte mediano com duas miniplaca e dois parafusos*, a melhor condição para posicionar a miniplaca inferior, que garante a melhor estabilidade, é numa região superior da mandíbula (posição P4), utilizando miniplaca padrão de titânio com 2 mm de espessura.

5.5.5- Modelo com corte paramediano fixado com uma miniplaca e seis parafusos (6P)

A função a ser otimizada é dada por:

$$E_s = [79,6244 \sin(0,0055 h + 0,2948) + 4,5626 \sin(0,5890 h - 2,8710)] k^{-0,0580} \quad (5.34)$$

Os limites de validade desta equação são:

$$2,80 \leq h \leq 25,00 \quad [\text{mm}]$$

$$4,32 \times 10^5 \leq k \leq 8,65 \times 10^5 \quad [\text{N/mm}]$$

Os valores encontrados através da otimização foram:

$$h = 2,80 \quad [\text{mm}]$$

$$k = 8,66 \times 10^5 \quad [\text{N/mm}]$$

$$E_s = 9,06 \quad [\text{mm}^2]$$

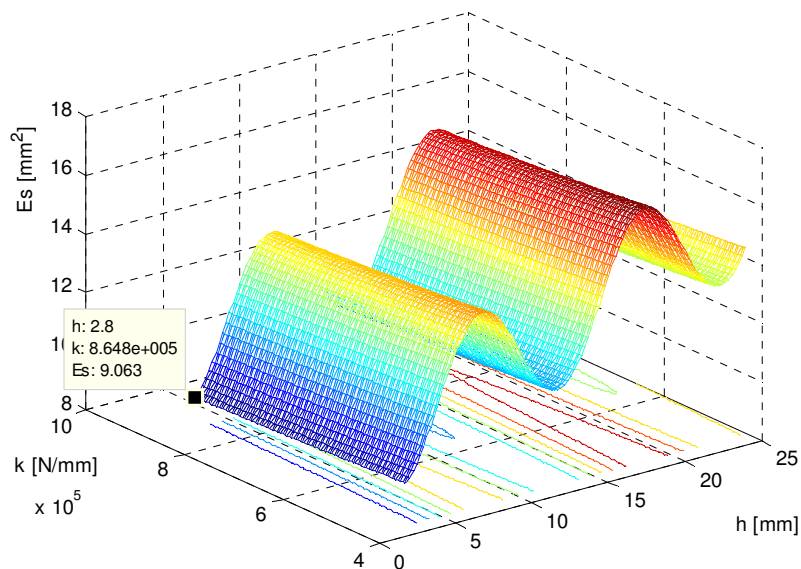


Figura 5.109- Estabilidade da fixação mostrando o mínimo da função.

A Fig. 5.109 mostra o gráfico da função da Eq. (5.34) e o ponto de mínimo da mesma. Observa-se pelos resultados que, para *corte paramediano com uma miniplaca e seis parafusos*, a melhor condição para posicionar a miniplaca, que garanta a melhor estabilidade, é na região inferior da mandíbula (posição P1), utilizando uma miniplaca padrão de titânio com 2 mm de espessura.

5.5.6- Modelo com corte paramediano fixado com duas miniplacas e seis parafusos (6P)

A função a ser otimizada é dada por:

$$E_s = [1,1433 h^2 - 35,9144 h + 292,7083] k^{-0,1752} \quad (5.40)$$

Os limites de validade desta equação são:

$$5,50 \leq h \leq 22,00 \quad [\text{mm}]$$

$$4,32 \times 10^5 \leq k \leq 8,65 \times 10^5 \quad [\text{N/mm}]$$

Os valores encontrados através da otimização foram:

$$h = 15,67 \quad [\text{mm}]$$

$$k = 8,66 \times 10^5 \quad [\text{N/mm}]$$

$$E_s = 0,97 \quad [\text{mm}^2]$$

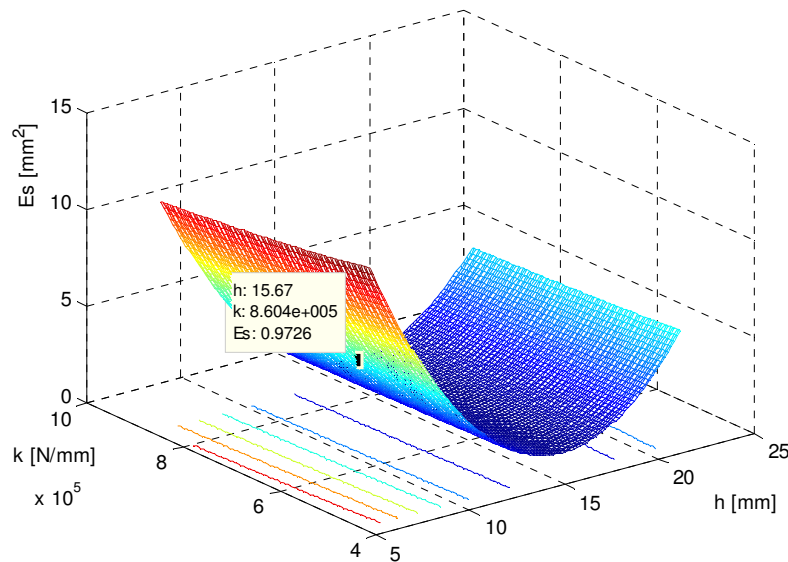


Figura 5.110- Estabilidade da fixação mostrando o mínimo da função.

A Fig. 5.110 mostra o gráfico da função da Eq. (5.40) e o ponto de mínimo da mesma. Observa-se pela figura que, para *corte paramediano com duas miniplacas e seis parafusos*, a melhor condição para posicionar a miniplaca inferior, que garante a melhor estabilidade, é na região próxima da borda inferior da mandíbula (posição P3 ou P2), utilizando miniplacas de titânio com 2 mm de espessura.

5.5.7- Modelo com corte paramediano fixado com uma miniplaca e dois parafusos internos (2I)

A função a ser otimizada é dada por:

$$Es = (74,3729 h^2 - 616,0741 h + 17.936,8221) k^{-0,5594} \quad (5.46)$$

Os limites de validade desta equação são:

$$\begin{aligned} 2,80 \leq h \leq 25,00 & \quad [\text{mm}] \\ 4,32 \times 10^5 \leq k \leq 8,65 \times 10^5 & \quad [\text{N/mm}] \end{aligned}$$

Os valores encontrados através da otimização foram:

$$\begin{aligned} h &= 4,15 & [\text{mm}] \\ k &= 8,66 \times 10^5 & [\text{N/mm}] \\ E_s &= 3,18 & [\text{mm}^2] \end{aligned}$$

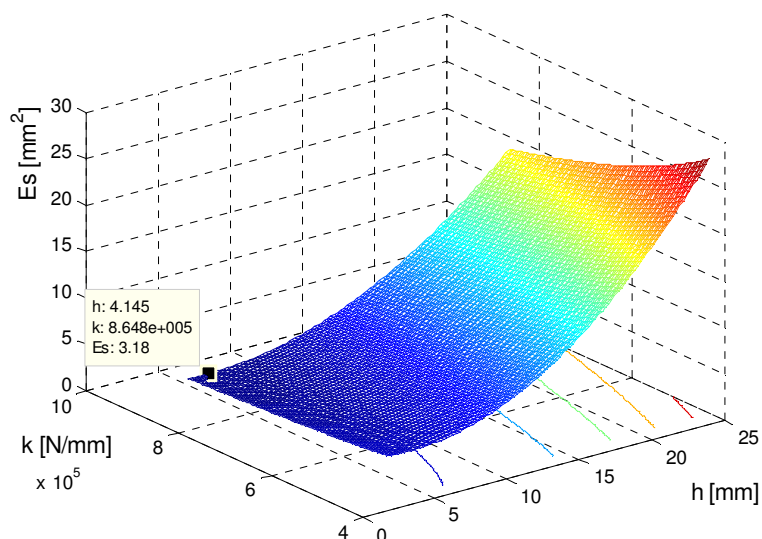


Figura 5.111- Estabilidade da fixação mostrando o mínimo da função.

A Fig. 5.111 mostra o gráfico da função da Eq. (5.46) e o ponto de mínimo da mesma. Observa-se pelos resultados que, para *corte paramediano com uma miniplaca e dois parafusos*, a melhor condição para posicionar a miniplaca, que garante a melhor estabilidade, é numa região próxima da borda inferior da mandíbula (P1 ou P2), utilizando uma miniplaca padrão de titânio com 2 mm de espessura.

5.5.8- Modelo com corte paramediano fixado com duas miniplacas e dois parafusos internos (2I)

A função a ser otimizada é dada por:

$$E_s = [440,3241 \sin(0,1523 h + 0,3866) + 229,0693 \sin(0,2077 h - 3,1430)] k^{-0,1604} \quad (5.52)$$

Os limites de validade desta equação são:

$$\begin{aligned} 5,50 \leq h \leq 22,00 & \quad [\text{mm}] \\ 4,32 \times 10^5 \leq k \leq 8,65 \times 10^5 & \quad [\text{N/mm}] \end{aligned}$$

Os valores encontrados através da otimização foram:

$$\begin{aligned} h &= 22,00 & [\text{mm}] \\ k &= 8,65 \times 10^5 & [\text{N/mm}] \\ E_s &= 5,48 & [\text{mm}^2] \end{aligned}$$

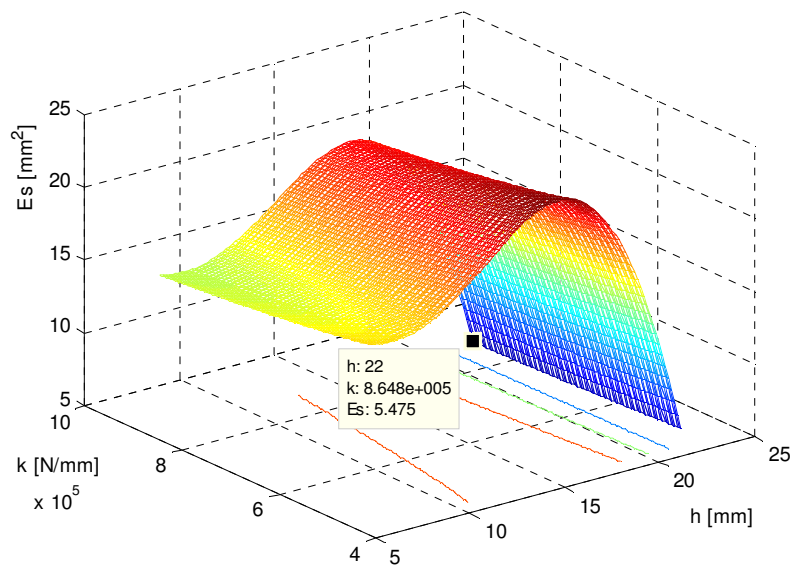


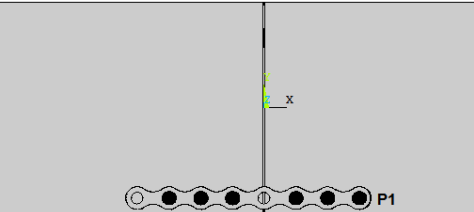
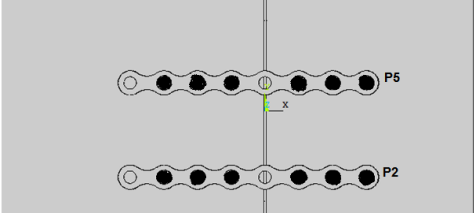
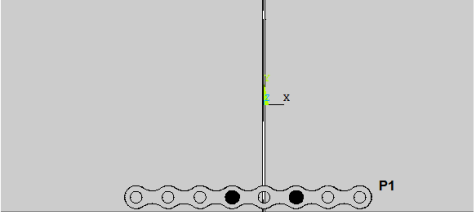
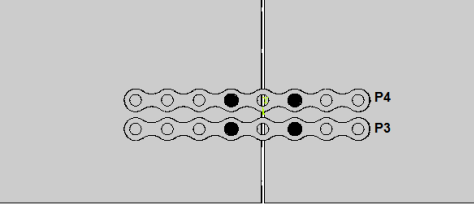
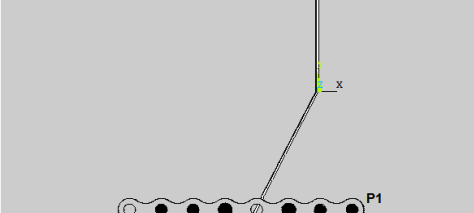
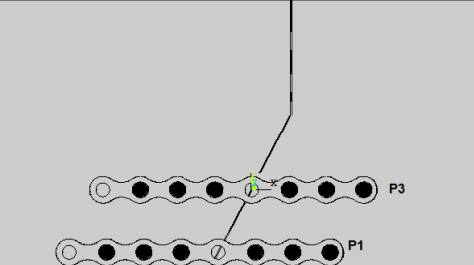
Figura 5.112- Estabilidade da fixação mostrando o mínimo da função.

A Fig. 5.112 mostra o gráfico da função da Eq. (5.52) e o ponto de mínimo da mesma. Observa-se pelos resultados que, para *corte paramediano com duas miniplaca e dois parafusos*, a melhor condição para posicionar a miniplaca inferior, que garante a melhor estabilidade, é na região inferior da mandíbula (P5P1), utilizando miniplacas de titânio com 2 mm de espessura.

5.6- Análises comparativas das três abordagens

Apresenta-se a seguir uma avaliação comparativa das três formas de análise utilizadas neste trabalho para avaliar a estabilidade, ou seja, experimental, numérica e estatística para configurações dos modelos que foram validados. A Tab. 5.13 mostra os valores dos deslocamentos relativos observados para os modelos experimentais. A Tab. 5.14 mostra o resumo da análise de sensibilidade dos deslocamentos relativos por meio do método de Scott Knott para uma probabilidade de 5% e a Tab. 5.15 mostra o resumo dos valores ótimos ajustados pelo processo de otimização das oito equações preditivas determinadas pela modelagem por similitude.

Tabela 5.13- Resultados da análise experimental para diferentes configurações.

Configuração	Menor Deslocamento [μm]	Posição da Mini-placa	Configuração
CM1M6P	10,00	P1	
CM2M6P	2,42	P5P2	
CM1M2PI	2,80	P1	
CM2M2PI	54,55	P4P3	
CP1M6P	15,69	P1	
CP2M6P	8,09	P3P1	

Continuação da Tab. 5.13

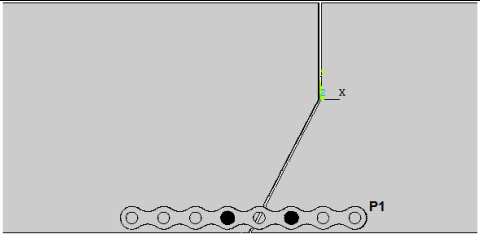
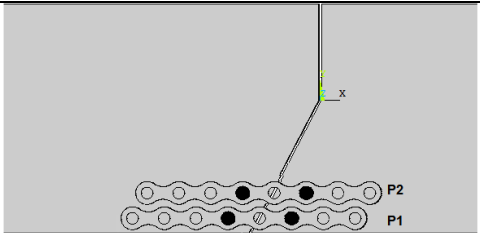
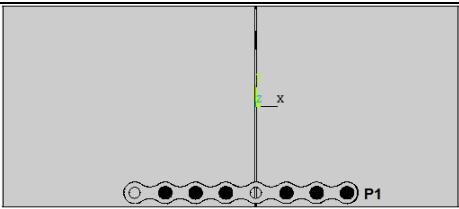
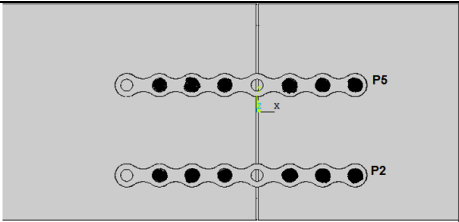
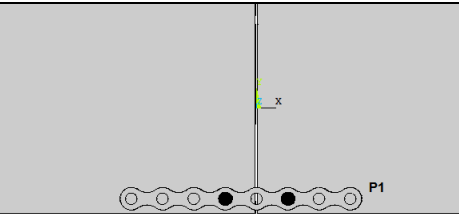
CP1M2PI	38,89	P1	
CP2M2PI	18,66	P2P1	

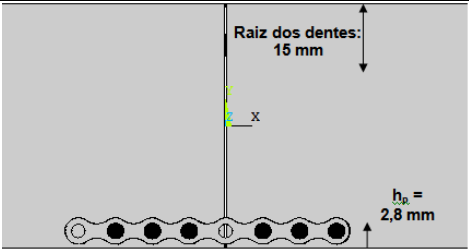
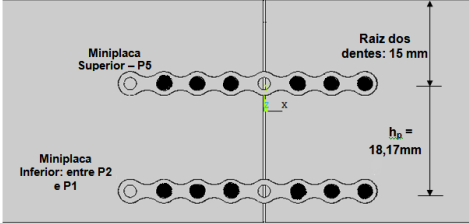
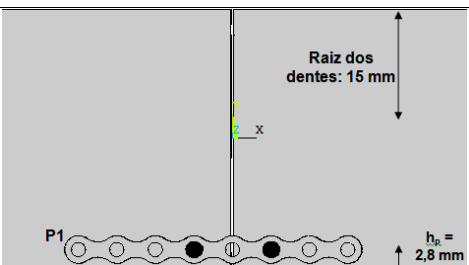
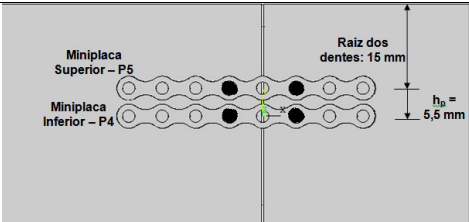
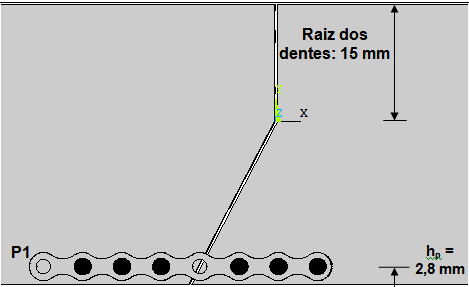
Tabela 5.14- Resultados da análise estatística para diferentes configurações.

Configuração	Posição da Mini-placa	Configuração
CM1M6P	P1	
CM2M6P	P5P2	
CM1M2PI	P1	

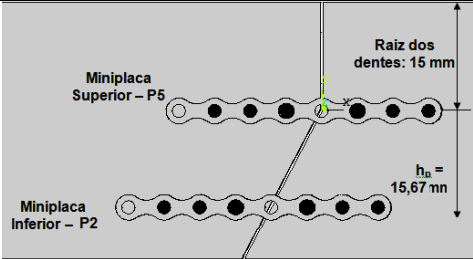
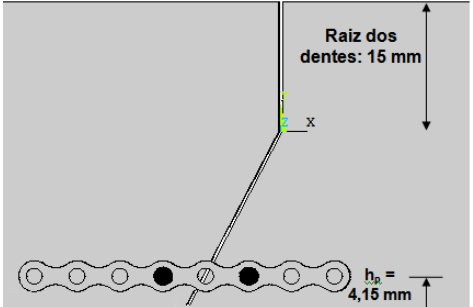
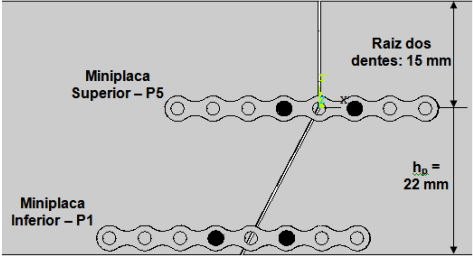
Continuação da Tab. 5.14

CM2M2PI	P4P3	
CP1M6P	P1	
CP2M6P	P3P1 ou P4P1 ou P5P2	
CP1M2PI	P1	
CP2M2PI	P2P1 ou P3P1	

Tabela 5.15- Resumo das análises numéricas para as oito equações.

Configuração	Menor Estabilidade [mm ²]	Posição da Miniplaca [mm]	Rigidez da Miniplaca [N/mm]	Representação do modelo ótimo
CM1M6P	1,48	2,80	865.813,81	
CM2M6P	6,98	18,17	432.391,89	
CM1M2PI	1,29	2,80	865.813,81	
CM2M2PI	4,66	5,50	865.813,81	
CP1M6P	9,06	2,80	865.813,81	

Continuação da Tab. 5.15.

CP2M6P	0,97	15,67	865.813,81	
CP1M2PI	3,18	4,15	865.813,81	
CP2M2PI	5,48	22,00	865.813,81	

Observa-se das Tab. 5.13 a 5.15 que, tanto para a análise experimental, quanto para a análise estatística, que as configurações de fixação com as melhores estabilidades são as mesmas, com a diferença de que na análise estatística aparecem outras configurações que garantem melhor estabilidade da fixação do que simplesmente aquelas apresentadas na Tab. 5.14. Por exemplo: para corte mediano com duas miniplacas, a configuração com seis parafusos de fixação na posição P5P2 garante uma menor estabilidade, bem como a configuração 4I com miniplacas nas posições P3P1, P5P1 e P5P3, que são estatisticamente iguais por apresentarem o mesmo nível de significância (neste exemplo, existem outras configurações, além destas citadas com a mesma característica). Esta análise vale também para outros casos, uma vez que a comparação foi feita com as configurações validadas numericamente. Salienta-se que além destas configurações de fixação que foram comparadas, existem outras possibilidades de fixação igualmente possíveis de serem utilizadas e que podem gerar estabilidade à união.

Observa-se pelos resultados apresentados nas tabelas, que a melhor estabilidade das análises experimental e/ou estatística difere da análise numérica para três situações: a primeira

para o corte mediano com duas miniplacas utilizando dois parafusos posicionados internamente em relação ao corte e a segunda e terceira para o corte paramediano com duas miniplacas para seis parafusos e para dois parafusos, respectivamente. No primeiro caso, a análise experimental e estatística indicou a posição P4P3 como aquela que garante a menor estabilidade. Na análise numérica com otimização, a posição foi a P5P4. No segundo e terceiro casos, as análises experimental e estatística indicaram as posições P3P1 e P2P1, respectivamente e a análise numérica P5P1. Na análise numérica com otimização, a melhor estabilidade para os dois casos, respectivamente, foi P5P2 e P5P1.

O resultado no primeiro caso é similar. Já o do segundo e terceiro casos, difere, uma vez que apresenta respostas contrárias, ou seja, na análise experimental e estatística as miniplacas ficam um pouco abaixo das raízes dos dentes, enquanto a análise numérica indicou a posição das duas miniplacas logo abaixo das raízes dos dentes. Nos outros dois casos, as análises experimental e estatística indicaram que as duas miniplacas devem ser posicionadas na região inferior da mandíbula, enquanto que a análise numérica indicou que deve-se colocar uma miniplaca na região logo abaixo das raízes dos dentes e outra na região inferior da mandíbula.

Pode-se concluir das análises que os três métodos foram eficientes para avaliar a estabilidade da fixação para as configurações analisadas, sendo que de oito configurações avaliadas, a análise numérica apresentou diferenças em três das oito configurações comparadas à análise experimental e estatística. Os resultados das duas primeiras formas de análises foram os mesmos. Acredita-se que esta igualdade de resultados se deu em função da forma como foi avaliada a estabilidade da fixação, uma vez que, nas duas análises, se trabalhou com o deslocamento relativo das partes osteotomizadas. No caso da análise numérica, a estabilidade foi medida pela área abaixo da curva gerada pelos pontos do deslocamento relativo e a distância percorrida ao longo da superfície das partes osteotomizadas, diferente daquela utilizada nas outras duas análises. Logo, esta forma de avaliar a estabilidade pode gerar resultados diferentes de quando se considera só o deslocamento relativo.

5.7- Análises numéricas do MEF da mandíbula completa

Os gradientes de tensão e os deslocamentos resultantes foram avaliados para todos os modelos e estão apresentados nas Tab. 5.16 e Tab. 5.17, respectivamente. Foi determinada a

tensão de von Mises no modelo como um todo, na miniplaca, no osso cortical e também nos parafusos. Na região do osso cortical em contato com os parafusos foi determinada a tensão principal máxima, σ_1 . Quando se tinha duas miniplacas, a tensão principal máxima foi determinada nas duas regiões.

Tabela 5.16- Tensões nos modelos avaliados para mandíbula humana completa

Modelos	Tensão de von Mises total (MPa)	Tensão de von Mises na Miniplaca	Tensão de von Mises no Osso	Tensão de von Mises nos Parafusos	σ_1 max Osso
CM1M4I-PI	536,83	440,84	536,83	79,71	37,37
CM1M6P-PI	571,53	389,82	571,53	200,70	283,96
CM2M4I-P1P3	500,58	429,56	500,58	71,74	29,46(a) 153,16(b)
CM2M6P-P0P5	564,50	204,76	564,5	201,72	18,93 (c) 63,20 (d)
CM2M6P-P2P5	585,36	189,05	585,36	75,854	19,56(a) 16,633(b)
CP1M4I-P1	683,43	294,37	683,43	79,88	180,25
CP1M6P-P1	556,96	288,96	556,96	192,26	275,41
CP2M4I-P2P3	510,80	199,19	510,80	78,04	26,73(a) 12,10(b)
CP2M6P-P1P3	548,71	333,11	548,71	126,76	106,14(a) 199,20(b)
CP1Mespe6P-P5	528,30	202,29	528,3	88,519	124,45

a- Tensão de von Mises na miniplaca superior. b- Tensão de von Mises na miniplaca inferior. c- Tensão de von Mises na miniplaca de 6 furos posicionada abaixo das raízes dos dentes. d- Tensão de von Mises na miniplaca de 4 furos posicionada no queixo .

A Fig. 5.113 mostra as tensões gerais de von Mises em um modelo analisado, a Fig. 5.114 mostra estas tensões na miniplaca e parafusos do mesmo modelo, a Fig. 5.115 mostra a tensão de von Mises na superfície do osso cortical em contato com o parafusos e a Fig. 5.116 mostra as tensões de von Mises nos ossos cortical e trabecular.

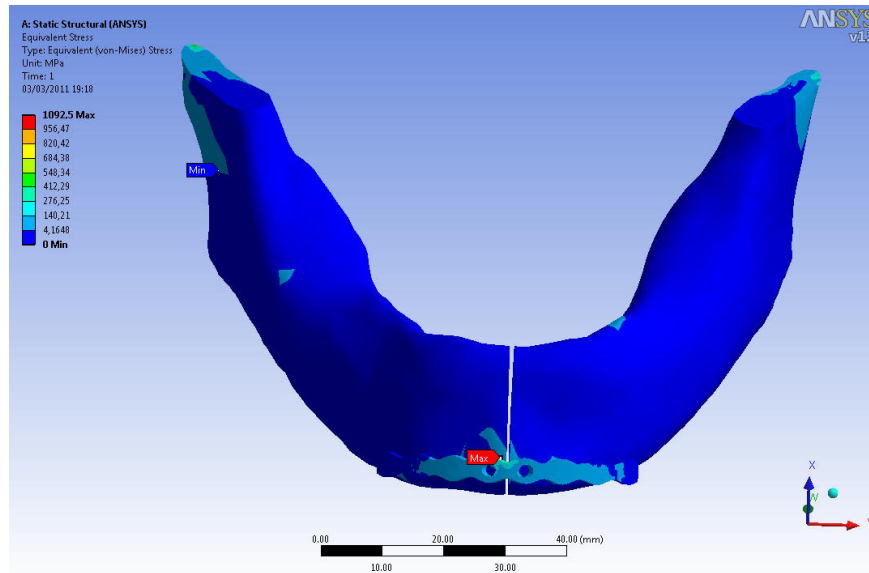


Figura 5.113- Tensões de von Mises na mandíbula de forma geral.

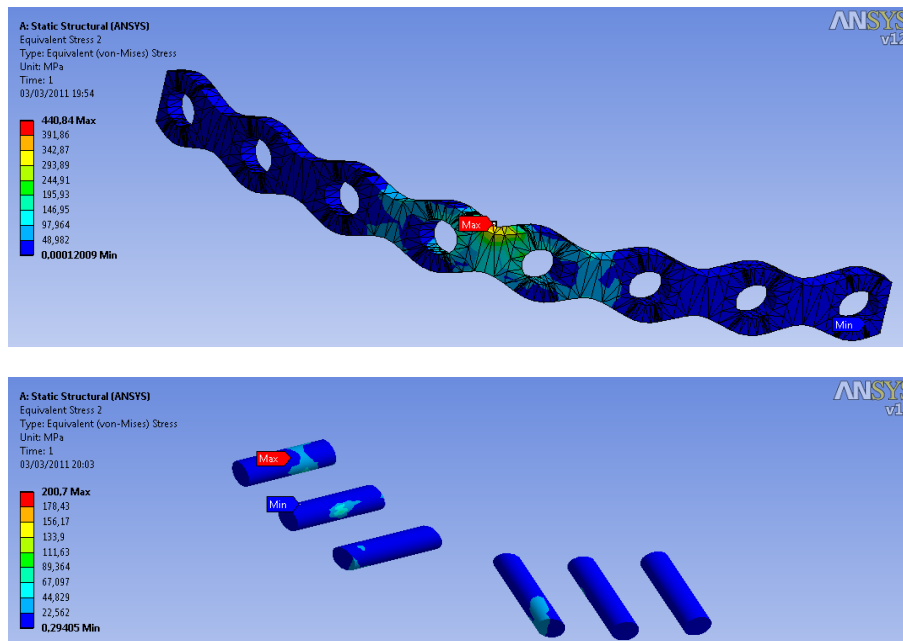


Figura 5.114- Tensões de von Mises na miniplaca e nos parafusos.

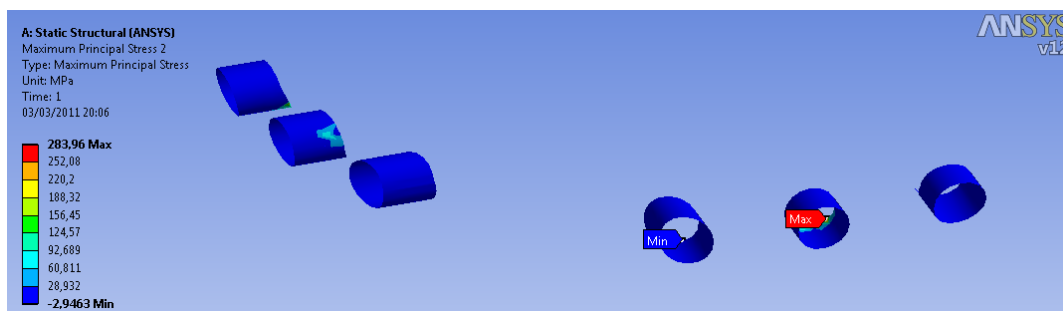


Figura 5.115- Tensões de von Mises na superfície do osso cortical em contato com o parafuso.

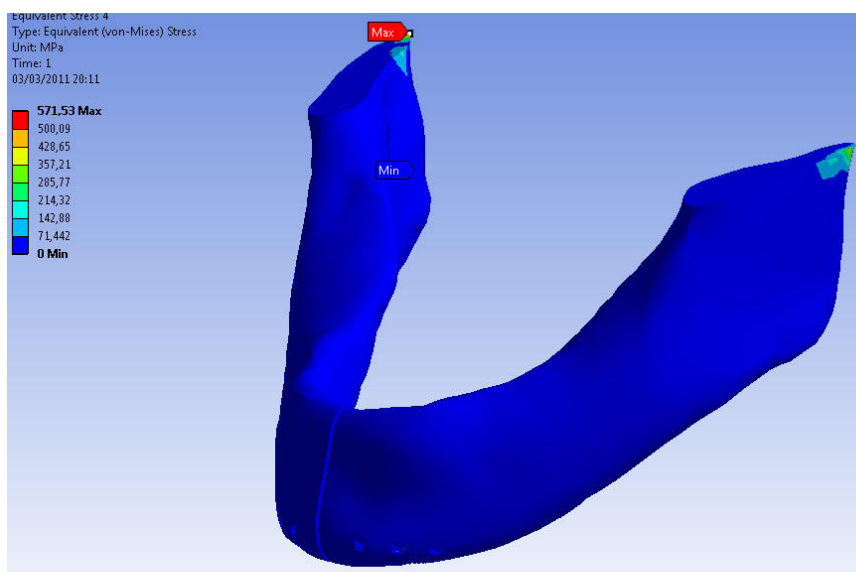


Figura 5.116- Tensões de von Mises nos ossos cortical e trabecular.

Foi avaliado também o deslocamento vertical máximo apresentado pelo conjunto, o deslocamento total resultante das direções x, y e z e o deslocamento relativo entre as partes segmentadas da direita e esquerda. Os valores destes deslocamentos são apresentados na Tab. 5.17.

O deslocamento relativo foi calculado considerando a diferença entre um deslocamento relativo médio para quatro pontos localizados ao longo da linha da superfície externa do osso cortical na região do corte para o lado direito e esquerdo, como já foi feito nas análises com o modelo simplificado. As Fig. 5.117 e 5.118 mostram os deslocamentos totais resultantes e os deslocamentos verticais máximo e mínimo para um modelo analisado.

Tabela 5.17- Deslocamentos nos modelos avaliados para uma mandíbula humana completa

Modelos	Desloc. Vertical máx (mm)	Desloc. total (mm)	Desloc. Relativo (μ m)
CM1M4I-PI	-1,7186	3,2389	28,88
CM1M6P-PI	-1,7916	3,3829	32,48
CM2M4I-P1P3	-1,6431	3,0100	21,78
CM2M6P-P0P5	-1,3625	3,0370	28,18
CM2M6P-P2P5	-1,7748	3,1721	31,23
CP1M4I-P1	-1,7257	3,3063	87,45
CP1M6P-P1	-1,7466	3,3497	89,75
CP2M4I-P2P3	-1,7206	3,2399	66,30
CP2M6P-P1P3	-1,6731	3,1144	121,5
CP1Mespe6P-P5	-1,7311	3,1280	26,58

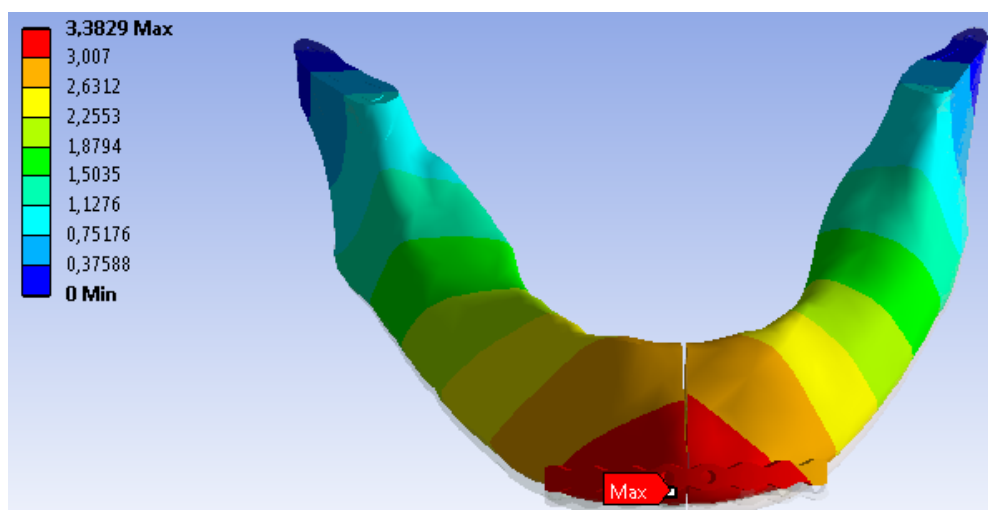


Figura 5.117- Deslocamento total resultante, mostrando também o modelo indeformado.

Observa-se que, devido às condições de contorno impostas e ao carregamento compressivo na região da sínfise (direção x), existe uma tendência de uma abertura maior na região superior e posterior da mandíbula. Este fato fica evidente quando a miniplaca é posicionada na região inferior da mandíbula como pode ser visto nas Fig. 5.117 e 5.118. Fisicamente este resultado é esperado uma vez que a rigidez da união ficou concentrada na miniplaca que está posicionada na superfície da mandíbula e apenas a sua rigidez deve suportar a união, caso não haja deslocamento relativo dos parafusos.

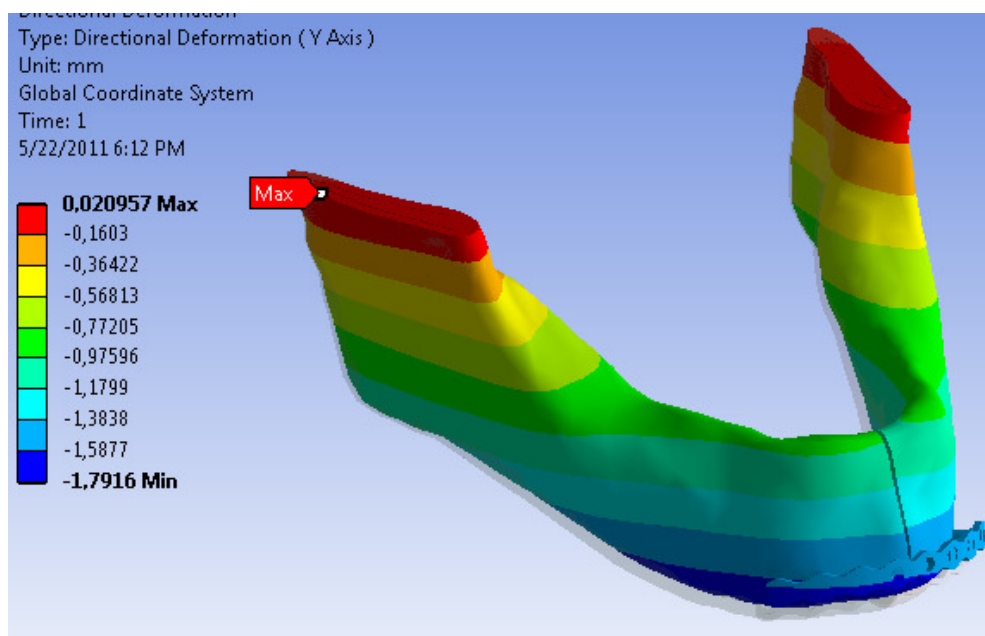


Figura 5.118- Deslocamento vertical apresentado pelo modelo, mostrando também a configuração indeformada do mesmo.

No Capítulo VI são apresentadas todas as discussões referentes aos resultados mostrados neste capítulo.

CAPÍTULO VI

DISCUSSÃO DOS RESULTADOS

6.1- Fixação com miniplacas

Cirurgia e radioterapia são as únicas opções de tratamento para pacientes com câncer de boca e de orofaringe que podem ser utilizadas isoladas ou combinadas entre si ou associadas à quimioterapia, dependendo do estágio do tumor. Várias cirurgias são comumente usadas para tratar o câncer de boca e garganta, dependendo da localização e estágio do câncer. Na ressecção de tumores primários, todo o tumor e parte dos tecidos saudáveis ao seu redor são retirados, o que reduz a chance de que alguns depósitos de células cancerosas permaneçam no local. O tumor primário pode ser removido de várias maneiras, pela boca, por exemplo, se for pequeno e acessível. Às vezes, quando o tumor é maior, especialmente os de orofaringe, faz-se uma incisão no pescoço ou utiliza-se a técnica da mandibulotomia para se ter acesso à região do câncer. A cirurgia para retirada de tumores em partes profundas da cavidade oral, orofaringe, parafaringe, língua, triângulo retromolar e assoalho da boca é sempre um problema para os cirurgiões devido à presença do arco mandibular como obstáculo ao acesso direto às margens profundas dos tumores. A mandibulotomia para ressecção e exposição de tumores é usada para o acesso, permitindo uma melhor abordagem aos limites profundos da lesão, assegurando margens de ressecção confiáveis. Desde o início dos anos 80 uma grande quantidade de trabalhos vem propondo várias modificações na técnica da mandibulotomia mediana substituindo-a para a osteotomia paramediana. (PASCOAL et al., 2007)

A estabilidade da síntese por miniplacas é um fenômeno ainda pouco explorado e ainda não totalmente explicado na literatura em função da complexidade ocasionada pela quantidade de variáveis envolvidas. Esta estabilidade está diretamente relacionada à cicatrização da região osteotomizada. Vários fatores podem afetar esta estabilidade tais como: a posição da miniplaca em relação à altura da mandíbula, dimensões da mandíbula, forças de mastigação, o número de parafusos de fixação, bem como suas posições em relação ao corte, espessura da miniplaca, diâmetro dos parafusos, dentre outros. É necessário que as miniplacas estejam corretamente posicionadas e sejam suficientemente rígidas para que os índices de osteossíntese pós-cirúrgicas sejam minimizados. Consequentemente, a determinação da melhor posição, a escolha da quantidade de parafusos na miniplaca e o tipo de materiais de fixação na fase de tratamento são de grande importância. No entanto, estas condições ainda não foram totalmente definidas e as técnicas existentes das fixações no tratamento da mandibulotomia são muitas vezes baseadas na experiência clínica do cirurgião. Com o objetivo de auxiliar estes profissionais a obterem um melhor aproveitamento e entendimento das fixações, é essencial avaliar o comportamento biomecânico da mandíbula sob diferentes condições de forças mastigatórias e otimizar os parâmetros de acordo com os níveis das tensões na mandíbula e nas miniplacas (WANG et al, 2010).

Para Lovald; Wagner; Baack (2009) em um modelo que se queira obter um período pós-operatório sem complicações, fixado internamente por meio de miniplacas, a análise deve ser feita de forma que as deformações principais na região osteotomizada determinem se a fixação é rígida o suficiente para uma boa osteossíntese. Fixações muito instáveis podem favorecer o surgimento de infecções e osteossíntese defeituosa; as tensões de von Mises nas miniplacas determinam se a fixação irá falhar ou romper; as tensões principais no osso cortical em torno dos parafusos determinam se o osso irá falhar e, por conseguinte ocorrerá o escorregamento dos parafusos de fixação.

Análises da região mandibular baseadas em modelos de elementos finitos são difíceis de serem feitas devido às variações naturais dos parâmetros do modelo, uma vez que, existem variações no tamanho e forma da maxila e propriedades mecânicas dos materiais dos ossos cortical e trabecular. Além disso, as forças durante a mordida e hábitos de mastigação são complexas e com uma faixa variável. Estas variações podem variar com o sexo, idade e altura dos indivíduos. As análises extraídas deste trabalho foram feitas de forma qualitativa e quantitativa com modelos similares, porém, não idênticos, já que não se encontrou na literatura nenhum trabalho com as mesmas características discriminadas neste trabalho.

Os gradientes de deformações são extremamente complexos na mandíbula humana (VOLLMER et al., 2000; BASCIFITCI et al., 2004). Apesar de modelos numéricos

tridimensionais, em geral, serem superiores aos modelos bidimensionais, a ineficiência de um modelo pode estar na falta de informação precisa sobre os dentes, a falta de conhecimento detalhado das características estruturais das regiões adjacentes (ossos, perióteos, dentes e músculos), a incerteza na distribuição real do carregamento muscular e a dificuldade em modelar as condições de contorno da extremidade da mandíbula. Na análise por elementos finitos, se uma força é aplicada em uma estrutura, alguns nós precisam ter seus deslocamentos impedidos, caso contrário um haverá o movimento de corpo rígido. Na anatomia humana craniofacial, a mandíbula é ligada à estrutura do crânio por vários ligamentos e músculos na região de suas extremidades e esta ligação limita os movimentos da mandíbula de várias maneiras. Infelizmente, a modelagem destas estruturas é extremamente difícil por causa de sua anatomia complexa e da falta de conhecimento de seu comportamento mecânico.

Na literatura é possível encontrar vários trabalhos que descrevem biomecanicamente o comportamento da osteossíntese da mandibulotomia na região angular ou do côndilo feita por meio de miniplacas e utilizando análise por elementos finitos. Porém, são encontrados poucos trabalhos avaliando o comportamento biomecânico na região da sínfise mandibular, tanto com corte mediano quanto com corte paramediano por meio de análise experimental ou numérica (JI et al., 2010). Este trabalho se dedicou ao estudo biomecânico da mandibulotomia simulando a região da sínfise, avaliando a estabilidade da fixação por meio de miniplacas, tanto experimental como numericamente. As fixações por fios foram avaliadas somente experimentalmente e comparadas com as fixações por miniplacas.

Primeiro, as análises foram feitas num modelo de geometria simplificada da mandíbula. Estes modelos foram validados por meio dos resultados experimentais. As melhores posições, em que foram obtidas as maiores estabilidades foram então avaliadas utilizando um modelo tridimensional de uma mandíbula humana para, assim, obter o comportamento biomecânico da mandibulotomia nas diferentes condições aplicadas empiricamente pelos cirurgiões.

Em geral, as osteotomias são fixadas por miniplacas com parafusos ou fios de aço. Uma compreensão melhor das interações mecânicas em termos quantitativos entre os dispositivos de fixação pós-cirúrgicos e osso pode ser um importante passo para aumentar o conhecimento sobre a osteotomia e dar um impulso potencial na otimização dos procedimentos cirúrgicos.

As vantagens e efeitos clínicos da estabilização dependem do tipo de corte, das condições biomecânicas e técnicas utilizadas em conjunto com as habilidades do operador. (ZIEBOWICZ; MARCINIAK, 2006)

Os resultados encontrados nos modelos experimentais utilizados neste trabalho mostraram que a fixação por miniplacas garante uma maior estabilidade para a união das

partes osteotomizadas, tanto para corte mediano quanto paramediano comparado à fixação feita por fios. As condições de realização dos ensaios foram as mesmas, ou seja, trabalhou-se com o mesmo dispositivo e condições de apoio, mesmo corpo-de-prova, mesmo aplicador de carga e as mesmas posições de furos das miniplacas. Foram utilizados os mesmos fios de aço que os cirurgiões aplicam em seus procedimentos cirúrgicos. Logo, recomenda-se que a fixação por fios não absorvíveis deve ser usada somente em situações onde não há disponibilidade de outros sistemas de fixação, já que a possibilidade de ocorrerem complicações pós-operatórias é grande em função dos maiores níveis de deslocamentos que este tipo de fixação oferece.

Embora haja divergências entre os cirurgiões do modo sobre de como se deve proceder a osteotomia e a forma de sua fixação, estudos anteriores (SPIRO et al., 1985) demonstram que são altamente favoráveis a se fazer o corte mediano. Este trabalho demonstra que a estabilidade é mais facilmente alcançada após o corte mediano e a manutenção das estruturas ósseas que dão sustentação é melhor preservada. O uso da radioterapia pós-operatória como complemento ao tratamento produz resultados satisfatórios, sendo consistente com estudos recentes que indicam que o controle de tumores locais foi obtido com sucesso quando a cirurgia foi seguida de radioterapia ou quimioterapia. Esta resposta não pôde ser comprovada pelas análises feitas tanto experimental como numericamente neste trabalho. Para se obter confirmação desta afirmação seria necessário fazer um acompanhamento *in vivo* de pacientes nas condições em que foram realizados os ensaios, ou seja, pacientes com corte mediano e paramediano, utilizando miniplacas com seis furos, com várias configurações de parafusos e quantidades/posições de miniplacas, além de associar o tratamento com fixação por miniplacas e fios com outras formas de tratamento, como a radioterapia e quimioterapia. Um estudo desta magnitude levaria anos para ser realizado e concluído e haveria a necessidade de dispor de uma grande quantidade de seres humanos para reprodução das mesmas condições de realização dos ensaios.

Observações clínicas permitem afirmar que o limite superior de deslocamentos dos blocos de uma mandíbula fraturada na região do afastamento “gap” sob aplicação de forças não deve exceder 100 μm (ZIEBOWICZ; MARCINIAK, 2006). Segundo os autores, este valor é usual para efeitos eletromecânicos iniciais e para a geração de fluxos potenciais, os quais contribuem para o transporte dos componentes minerais para os ossos (osteogênese). Já Sugiura et al. (2009) recomendaram, por meio de seus estudos, valores de deslocamentos inferiores a 150 μm . Já Tams et al. (1999) em seus estudos consideraram este intervalo, entre 100 e 150 μm . Este limite se faz necessário para que não ocorra a formação de um calo ósseo entre segmentos ósseos. Estes dois limites se referem a deslocamentos verticais

absolutos na região das duas partes fragmentadas. Em trabalho recente do grupo de pesquisa (ARAÚJO, (2008), foi determinado em modelos de elementos finitos simplificados da mandíbula humana, os deslocamentos absolutos em cortes mediano e paramediano. A ordem de grandeza destes deslocamentos foi de 100 μm , compatíveis com aqueles recomendados por Ziebowicz e Marciniak (2006). Ribeiro Júnior et al. (2010) fizeram um estudo *in vitro* e aplicaram força em seus modelos até atingir 3 mm de deslocamentos verticais entre as partes osteotomizadas. Contudo, neste trabalho, foram medidos os deslocamentos absolutos e determinados os deslocamentos relativos, sendo registrado como o maior deslocamento relativo entre as partes osteotomizadas o valor de 519,98 μm para configuração com uma miniplaca na posição P4 e dois parafusos afastados da linha do corte mediano considerando aplicação de uma força de 100 N. Os demais deslocamentos foram inferiores, não ultrapassando 350 μm . Vale ressaltar que estas medidas foram feitas em uma mandíbula de porco, cujo módulo de elasticidade é, em média, três vezes menor do que o de uma mandíbula humana.

Paralelamente, deve-se ressaltar que a dificuldade de comparação dos resultados entre diferentes trabalhos, principalmente experimentais, se reside no fato de que as condições de realização dos testes são diferentes, no que se refere ao material empregado, às condições de apoio e carregamento, valores das forças aplicadas, condições de leitura dos deslocamentos e uma série de outros fatores, uma vez que não existe ainda uma normatização para a execução de tais ensaios. Cada pesquisador adota a condição de contorno (limite de validade), de acordo com os parâmetros que deseja. No caso do estudo feito, procurou-se utilizar as condições mais próximas daquelas executadas nos procedimentos cirúrgicos adotados pelos cirurgiões.

As forças de mastigação pós-operatórias interferem na qualidade da osteossíntese. Alguns autores relatam uma redução das forças de mastigação no período pós-operatório. Não existe ainda, um consenso com relação aos valores das forças de mastigação a serem aplicadas. A Tab. 6.1 mostra alguns casos retirados da literatura mostrando a variação de nível de força mastigatória e o seu local de aplicação.

Neste trabalho, na fase experimental a força máxima aplicada sobre a linha do corte mediano e paramediano foi inferior a 120 N. Já nos modelos numéricos, para validação dos mesmos levando em consideração os deslocamentos absolutos das partes A e B, foram utilizadas as forças mostradas nas Tab. 4.12 e 4.13 para corte mediano e paramediano, com valor mínimo de 400 e máximo de 1.300N. Alguns autores afirmam que a força máxima de mastigação é de 1.000 N (Çiftçi e Canay, (2000); Bohluli et al., (2010)). Embora esta força seja provavelmente maior do que aquela gerada no primeiro período pós-operatório pelo paciente

com a mandíbula cortada e rigidamente fixada, ela serve como um limite para o qual a miniplaca possa ser testada. Já outros autores (FELLER; SCHNEIDER; ECKELT, 2002) sugerem um carregamento de 200 N para os molares após a cirurgia. Acredita-se que as forças exercidas posteriormente à cirurgia sejam menores do que a força máxima utilizada nos modelos numéricos.

Tab. 6.1- Forças de mastigação consideradas por alguns autores.

Autores	Região de aplicação da força	Valor da força (N)
Fütterling et al. (1998)	Sobre os implantes na região sagital	Duas de 80 10 músculos de 30 cada
Tams et al. (1999)	Dentes molares, pré-molares, caninos e incisivos	100
Çiftçi e Canay (2000)	Região inclinada bucal da cúspide lingual	- forças perpendiculares: 500; - forças oblíquas: 1.000 - forças horizontais: 142
Feller et al. (2002)	Região do corte de modelos retangulares em acrílico	225, 267 e 470
Maurer et al. (2002)	Ramo sagital	132, 117, 115 e 46,4
Maurer; Knoll; Schuber (2003)	Ramo sagital	167,5 e 124,6
Dolanmaz et al. (2004)	Ramo sagital	0 a 140
Erkmen et al. (2005)	Ramo sagital, nos molares e pré-molares	500
Ichim; Kieser; Swain (2006)	Superfície de oclusão, incluindo forças nos músculos	552,6
Madsen; McDaniel; Haug (2008)	Região da sínfise e parassínfise	0 a 900
Sugiura et al. (2009)	Posição anterior, perpendicular ao plano oclusal	62,8
Lovald; Wagner; Baack (2009)	Região oclusal	320
Hadi et al. (2010)	Ramo sagital	Vertical de 129,6
Bohluli et al. (2010)	Dentes posteriores dos modelos do ramo sagital	Vertical de 75, 135 e 600

A geometria dos parafusos e miniplacas (propriedades físico-químicas do biomaterial), bem como as propriedades mecânicas do osso, influenciam os resultados relativos à capacidade geral de carregamento do conjugado placa-parafuso-osso. Estudos mostraram que o diâmetro e o comprimento do parafuso são fatores que estabelecem a estabilidade da fixação, e que outro fator importante é se o osso é suficientemente denso na região do conjugado.

Considerar ou não elementos de contato nas regiões em que duas superfícies estão unidas ou não é um pouco controverso. A literatura traz autores que consideram o contato em todas as situações, com ou sem atrito, e autores que simplesmente o desconsideram nas análises por elementos finitos.

Fernández et al. (2003) avaliaram um modelo tridimensional por meio de elementos finitos de uma mandíbula osteotomizada fixada por miniplacas em diferentes tamanhos e posições. Entre as partes osteotomizadas e entre as superfícies da miniplaca e osso foi considerado contato sem atrito. Os autores justificam a falta de atrito já que as partes não estão justapostas e as superfícies das miniplacas e fraturas são geralmente lisas.

Já Sugiura et al. (2009), ao avaliarem o comportamento biomecânico da osteossíntese por miniplacas em fraturas de mandíbulas edêntulas atrofiadas ou não por meio da análise por elementos finitos, o fizeram considerando o contato entre as partes fragmentadas e também desprezando o coeficiente de atrito. A interface entre miniplacas/parafusos e parafusos/osso foi considerada completamente biofixada (osteointegração) uma na outra e concluíram não haver diferenças significativas nos níveis de tensões de compressão na região óssea que contorna os parafusos para modelos com uma e duas miniplacas. Modelos com uma miniplaca sem contato ósseo apresentaram tensões de compressão maiores do que nos modelos com contato. Ocorreram grandes deslocamentos quando não se utilizou o contato ósseo, mas dentro de limites aceitáveis. Segundo os autores, quando se utiliza uma miniplaca apenas na borda inferior, o uso de contato entre os segmentos ósseos é um pré-requisito, uma vez que a miniplaca se localiza numa região de forças de tração. Já quando se utilizam duas miniplacas, não há necessidade de considerar o contato, pois a força que atua na região da fratura pode ser distribuída nas duas miniplacas.

Neste trabalho, o contato foi considerado entre as partes segmentadas, tanto no osso cortical quanto no osso trabecular e entre as miniplacas e a superfície do osso cortical. Em ambos os contatos não foi considerado atrito entre elas, já que se considerou que as superfícies eram lisas o suficiente.

Ji et al. (2010) simplesmente desprezaram o contato entre os fragmentos ósseos ao avaliarem a distribuição de tensões ao utilizarem miniplacas de titânio em um modelo em elementos finitos na região da sínfise.

Wang et al. (2010) ao analisarem a distribuição de tensões na região da sínfise de uma mandíbula humana fixada com uma e duas miniplacas por meio da análise em elementos finitos de modelos tridimensionais assumiram que as miniplacas estavam perfeitamente fixadas à superfície da mandíbula e que o contato entre elas era sem atrito. Também o contato entre

mini-placas e parafusos foi considerado perfeito, sem escorregamento e sem nenhum espaçamento.

Na fase inicial deste trabalho, em que o objetivo foi o conhecimento do comportamento biomecânico das fixações feito em um modelo simplificado de elementos finitos, foram avaliadas várias condições de contatos, diferentes daquelas adotadas no modelo final. Nessa fase também considerou-se diferentes valores para o coeficiente de atrito. No entanto, o que se concluiu destas análises é que este pode dificultar a convergência do modelo, muitas vezes conduzindo-o a um movimento de corpo rígido, principalmente se associado à variação de outros parâmetros do contato.

Outro item de controvérsia entre os pesquisadores da área são as propriedades e comportamento dos materiais empregados nas análises por elementos finitos. Com relação ao comportamento do osso, a maioria dos pesquisadores adota material considerando-o isotrópico, homogêneo e linearmente elástico. Lovald; Wagner; Baack (2009) consideram como ortotrópico, enquanto Hadi et al. (2010) afirmam que seu comportamento é anisotrópico. Com relação às propriedades dos biomateriais, existe uma pequena variação para o titânio e suas ligas e uma variedade muito grande para o osso humano. Considerar o comportamento do tecido ósseo nos modelos numéricos como isotrópico é uma razoável aproximação e os modelos podem assim incorporar dados de propriedades elásticas sobre elementos de variações de espécies e/ou regiões do esqueleto a que eles representam (ICHIM; KIESER; SWAIN, 2007). Embora, o tecido ósseo seja fisicamente anisotrópico, outros trabalhos mostram que modelos isotrópicos da mandíbula são perfeitamente capazes de separar as diferenças das deformações principais quando aplicadas as forças de mastigação. Os erros resultantes de uma abordagem isotrópica recaem dentro de níveis de aceitação necessários para interpretação do presente trabalho. A Tab. 6.2 mostra as propriedades e o comportamento dos materiais utilizados por alguns pesquisadores levantados neste estudo.

Apesar dos erros e imprecisões introduzidas na análise devido às propriedades mecânicas dos materiais não serem exatas (ponto de divergência entre resultados experimentais e modelagem numérica) e ainda, levando em conta o caráter aproximado dos modelos em elementos finitos, os estudos já desenvolvidos revelam que a metodologia utilizando elementos finitos é adequada para análise de estruturas biológicas, sendo que os resultados devem ser tratados com cautela e homologados com conclusões de estudos clínicos (FERREIRA, 2003).

Tabela 6.2- Propriedades e comportamento dos materiais analisados por alguns pesquisadores.

Autores	Propriedades dos materiais (MPa)			Comportamento dos materiais		
	Titânio	Osso Cortical	Osso trabecular	Titânio	Osso Cortical	Osso trabecular
Fütterling et al. (1998)	117 e 0,33	14,7 e 0,3	0,5 e 0,3	IHLE	IHLE	IHLE
Çiftçi e Canay (2000)	117 e 0,33	13,7 e 0,3	1,37 e 0,3	IHLE	IHLE	IHLE
Menecucci et al. (2001)	103,4 e 0,35	13,7 e 0,3	1,37 e 0,3	IHLE	IHLE	IHLE
Simon et a.l (2003)	110 e 0,3	variável	variável	IHLE	AHLE	OHLE
Fernandèz e Gallas Torreira (2003)	115 e 0,34	13,76 e 0,3	7,93 e 0,3	IHLE	IHLE	IHLE
Gallas Torreira e Fernandèz (2004)	-	13,76 e 0,3	7,93 e 0,3	-	IHLE	IHLE
Erkmen et al. (2005)	105 e 0,33	14,8 e 0,3	1,85 e 0,3	IHLE	IHLE	IHLE
Knoll; Gaida; Maurer (2006)	105 e 0,3	8,7 e 0,3	0,1 e 0,3	IHLE	IHLE	IHLE
Kimura et al. (2006)	110 a 105 e 0,34 a 0,35	8,7 a 15 e 0,3 a 0,33	0,5 a 1,5 e 0,3	IHLE	IHLE	IHLE
Lovald; Wagner; Baack, 2009	110 e 0,34	variável	7,93 e 0,3	IHLE	OHLE	IHLE
Sugiura et al. (2009)	110 e 0,3	14 e 0,3	1,5 e 0,3	IHLE	IHLE	IHLE
Hadi et al. (2010)	-	-	-	-	AHV	AHV
Lovald; Wagner; Baack, 2010	110 e 0,34	20 e 0,3	Não considerou	IHLE	OHLE	-
Ji et al. (2010)	115 e 0,34	13,7 e 0,3	7,93 e 0,3	IHLE	IHLE	IHLE
Bohluli et al. (2010)	114 e 0,33	14,8 e 0,3	Não considerou	IHLE	IHLE	-
Yih et al. (2010)	117 e 0,33	13,3 e 0,224	1,33 e 0,224	IHLE	IHLE	IHLE
Wang et al. (2010)	115 e 0,34	13,7 e 0,3	7,93 e 0,3	IHLE	IHLE	IHLE

Legenda: IHLE: isotrópico, homogêneo, linearmente elástico; OHLE: ortotrópico, homogêneo, linearmente elástico.

AHV: anisotrópico, homogêneo e viscoelástico.

Para Yih et al. (2010), embora costelas de porco, ossos de coelho e mandíbulas de cadáveres sejam usados para prever a estabilidade das uniões, os modelos apresentam limitações intrínsecas por causa das diferenças anatômicas e estruturais em corpos-de-prova obtidos de espécies diferentes, bem como dentro da própria espécie. Além disso, a natureza anisotrópica do osso natural dá margem para aumento das propriedades mecânicas nas regiões de um mesmo corpo-de-prova e entre corpos-de-prova, logo, impede a determinação da contribuição relativa do osso e dos dispositivos de fixação para a estabilidade. Finalmente, é

quase impossível se fazer com exatidão a mesma configuração da osteotomia em corpos-de-prova diferentes, o que inviabiliza a comparação das análises.

Vollmer et al. (2000) avaliaram experimental e numericamente o comportamento biomecânico da mandíbula humana por meio de deformações comparando os resultados das duas análises. Os resultados das análises serviram para mostrar que os deslocamentos e as deformações na mandíbula são extremamente complexos. A determinação das tensões e deformações nas mandíbulas sob cargas mecânicas tem um importante impacto em diferentes situações clínicas. Do ponto de vista biológico, é conhecido que as deformações determinam grande parte do comportamento funcional das células ósseas. Portanto, o conhecimento destes parâmetros pode permitir o acesso da capacidade regenerativa do osso em vários estágios (tratamento da fratura e estabilização do calo ósseo). Com relação à biomecânica dos ossos, a avaliação das tensões em diferentes posições anatômicas pode ser usada para avaliar prováveis locais de fraturas sob carregamentos. Os autores ainda recomendam que novos projetos de miniplacas podem ser feitos a fim de ajudar o acesso combinado de tensões e deformações.

Marentette (1995) mostrou em seu trabalho, baseado em resultados experimentais de Champy que, as linhas ideais da osteossíntese nas quais as miniplacas deveriam ser posicionadas são aquelas nas quais os esforços de tração são neutralizados. A Fig. 6.1a mostra estas linhas para posicionamento das miniplacas. O autor recomenda colocar duas miniplacas (Fig. 6.1b) para a adequada estabilização, suportando as forças de torção que agem nesta área da mandíbula. A primeira miniplaca é colocada ao longo da borda inferior da mandíbula, direção ideal para a osteossíntese. Dois parafusos são colocados de cada lado dos segmentos osteotomizados. A segunda miniplaca é colocada, aproximadamente, 5 mm acima da primeira também colocando dois parafusos de fixação de cada lado dos segmentos.

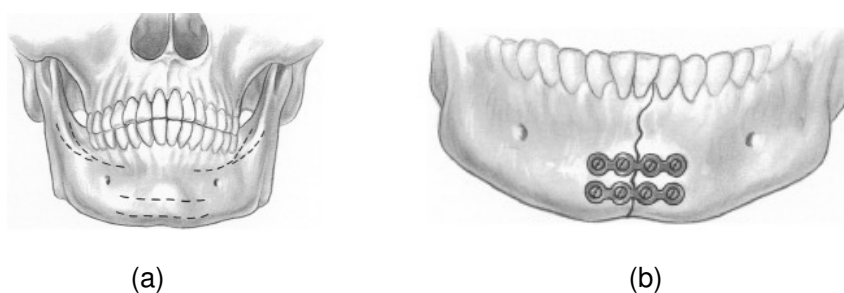


Figura 6.1- (a) Linhas ideais de fixação das miniplacas em diferentes regiões da mandíbula propostas por Champy em 1975; (b) Posições ideais das duas miniplacas na mandíbula para neutralizar as forças de tração que atuam na região da sínfise mandibular. (MARENTETTE, 1995)

Feller; Schneider; Eckelt (2002) analisaram a estabilidade de 60 modelos em sistemas plásticos fixados com três configurações diferentes combinando miniplacas e microplacas (uma miniplaca, duas miniplacas e uma miniplaca e uma microplaca). O uso de microplacas se justifica, pois recentemente tem-se notado a deposição de material metálico e níveis de corrosão macroscópica e microscópica de placas e parafusos na região de contato entre estes e o osso. Sugere-se que quanto menor o volume/quantidade de material metálico usado para fixação, menores serão as complicações pós-operatórias (PEREIRA et al., 2005). Feller; Schneider; Eckelt (2002) concluíram que mesmo o último sistema (com uma miniplaca e uma microplaca) suporta um valor de carga máxima de 267 N, menor do que os outros tipos de configurações. Neste caso, o sistema é suficiente para suportar forças de mastigação que são aplicadas nos três primeiros meses após a cirurgia que, segundo os autores, não atingem 200 N durante este período.

Engroff; Blanchaert; Fraunhofer (2003) testaram configurações de miniplacas usadas na estabilização da mandibulotomia, utilizando pedaços de carvalho vermelho para simular a mandíbula. Como resultado foi observado que o tipo e a configuração da placa afetam a rigidez de fixação e a carga máxima vertical. No sistema de fixação usando duas placas com furos de 2 mm obteve-se uma maior rigidez e também foi aquele com maior pico de carga. Estes autores mostram que o aumento da resistência à deformação pode ser alcançada com o uso de duas linhas de quatro furos de 2 mm e um total de oito parafusos impedem a flambagem de barras de reconstrução simples. Uma vantagem que pode ser clinicamente importante é que placas menores exigem exposição subperiosteal menor da mandíbula e, portanto, menor desvascularização enquanto promovem aumento de rigidez. Logo, os autores concluíram que duas placas parecem oferecer um aumento na resistência fora do plano de flexão para carregamentos verticais.

As configurações adotadas neste trabalho foram aquelas mostradas nos Capítulos III e V para análise experimental. Para este grupo foram escolhidas combinações possíveis com quantidade simétrica de parafusos em relação à linha de corte utilizando 2, 4 e 6 parafusos e as cinco posições das miniplacas foram adotadas de tal maneira que houvesse condições de serem colocadas duas miniplacas adjacentes, sem que a posição da miniplaca superior interferisse na posição da miniplaca inferior e obedecendo o critério de que os parafusos da miniplaca superior não tocassem as raízes dos dentes. Em função disto, foi possível trabalhar com cinco posições diferentes utilizando uma miniplaca e quatro posições utilizando duas miniplacas. Foram utilizados dois tipos de cortes, mediano e paramediano.

Para as análises por elementos finitos foi adotado um grupo menor de configurações, mostradas no Capítulo IV e V, pois seria extremamente difícil validar todas as condições do

modelo experimental. Para isto foram adotados os critérios do ponto de vista físico que seriam críticos considerando as condições de contorno e o carregamento, ou seja, variação dos extremos da quantidade de parafusos, com seis e dois, respectivamente. Com dois parafusos é possível utilizar três configurações, 2E, 2M e 2I. Como fisicamente, se esperava que a configuração 2I com parafusos dispostos juntos à linha de corte se mostrasse mais estável, esta condição foi escolhida. Portanto, no final selecionaram-se 36 configurações que foram analisadas numericamente, uma amostra representativa de todas as 210 configurações analisadas experimentalmente.

As avaliações da estabilidade experimental, numérica e considerando também uma abordagem estatística são mostradas na Tab. 6.3. Elas representam as melhores condições de desempenhos nas três abordagens.

Tabela 6.3- Melhores condições para os diferentes tipos de análises

Forma de análise	Melhor config. c/ 1 miniplaca e C. Mediano	Melhor config. c/ 2 miniplacas e C. Mediano	Melhor config. c/ 1 miniplaca e C. Paramediano	Melhor config. c/ 2 miniplacas e C. Paramediano	Config. Padrão p/ C. Mediano	Config. Padrão p/ C. Paramediano
Experimental	CM1M4I – P1	CM2M4EI – P1P5	CP1M4PI – P1	CP2M4EI – P1P2	CM2M6P – P5P0	CP1Mespe6P-P5
Estatística	CM1M6P – P1	CM2M4EI – P1P5	CP1M6P – P1	CP2M4EI – P1P2		
Numérica	CM1M2PI – P1	CM2M2PI – P5P4	CP1M2PI – P1	CP2M6P – P5P2		

Ressalta-se, ainda que, na análise numérica foram avaliados modelos somente com configurações de dois parafusos posicionados internamente em relação ao corte e com seis parafusos.

Choi et al. (2005) fizeram uma avaliação da estabilidade biomecânica de várias técnicas de fixação com miniplacas em vários níveis de atrofia mandibular de edêntulos e determinaram as técnicas ótimas de fixação destas mandíbulas. O grupo atrófico utilizando apenas uma miniplaca foi significativamente menos estável que o grupo sem atrofia, enquanto o grupo atrófico estabilizado com duas miniplacas, tanto com quatro quanto com seis furos na miniplaca, foi significativamente mais estável que os grupos sem atrofia. Logo, os autores recomendam fixação com duas miniplacas (com quatro ou seis parafusos) para garantir a estabilidade de mandíbulas atróficas de edêntulos, já que o aumento de estabilidade atingido

por duas miniplacas (com quatro ou seis parafusos) foi duas vezes maior do que aquela obtida com uma miniplaca. Aumentando o número de parafusos de dois para três por segmento tanto com uma ou duas miniplacas de fixação resultou em um aumento desprezível na estabilidade. Considerando que a fixação com duas miniplacas e seis parafusos é um procedimento traumático para o paciente, Choi et al. (2005) recomendam adotar duas miniplacas com quatro parafusos. Para Sugiura et al (2009) são maiores os deslocamentos na região do corte em uma mandíbula de maior largura, pois quando o corpo da mandíbula é mais alto, a flexão é maior devido ao carregamento aplicado do que em mandíbulas de menor largura. Outra possibilidade é a distância entre os pontos de medida dos deslocamentos e os pontos de fixação estarem mais distantes em mandíbulas de maior largura.

Trivellato e Passeri (2005) investigaram variações possíveis nos valores das cargas resistivas de placas e parafusos de titânio variando-se: o número, comprimento e localização das placas e parafusos em costelas bovinas segmentadas. Concluíram que o número e a localização das miniplacas têm um efeito maior na resistência do carregamento do que o seu comprimento e que as configurações com duas miniplacas, uma na região superior e outra na inferior, e a configuração com uma miniplaca na região superior têm os maiores valores de resistência. Já uma miniplaca localizada na região inferior foi a mais instável. As mandíbulas foram apoiadas somente de um lado e o carregamento foi aplicado na outra borda livre (apoio tipo viga em balanço).

Kimura et al. (2006) determinaram que a estabilidade de mandíbulas fraturadas na sínfise comparando características mecânicas como: aberturas entre as superfícies osteotomizadas, tensões máximas na ligação parafuso/miniplaca e máximas tensões em torno dos furos dos parafusos no osso, em modelos fixados com três configurações diferentes de posições e diferentes números de miniplacas (placa simples, duas placas paralelas e duas placas perpendiculares). Verificaram que as configurações com duas miniplacas apresentaram menores tensões do que a fixação com uma miniplaca na região parafuso/miniplaca e na região óssea dos furos. A configuração com duas miniplacas perpendiculares gerou deslocamentos verticais bem inferiores entre os segmentos ósseos quando se utilizou apenas uma miniplaca. Comparando as configurações com duas miniplacas entre si, foram encontradas menores tensões nos furos dos parafusos dos modelos com miniplacas perpendiculares do que naqueles com duas miniplacas paralelas. Não houve diferenças nos deslocamentos verticais ou tensões máximas na região parafuso/miniplaca entre os dois tipos de fixação com duas miniplacas. Logo, os resultados sugerem que duas miniplacas perpendiculares são mais estáveis na fixação de segmentos ósseos na sínfise mandibular.

Araújo (2008) avaliou a estabilidade da ligação em modelos simplificados da mandíbula por elementos finitos com corte mediano e paramediano fixados com miniplacas e parafusos de titânio e concluiu que o número de parafusos não influenciou na estabilidade quando for utilizada a mesma quantidade de miniplacas. Quando for utilizada somente uma miniplaca, o corte mediano apresenta melhor estabilidade do que o corte paramediano. Utilizando duas miniplacas de fixação, com pequena diferença, o corte paramediano apresenta melhor estabilidade, sugerindo que a configuração com duas miniplacas e seis parafusos é a que garante melhor estabilidade.

De acordo com o protocolo médico utilizado no serviço de saúde do Hospital das Clínicas da Universidade Federal de Uberlândia – UFU são adotados os seguintes procedimentos cirúrgicos:

- Se o paciente é edêntulo, utiliza-se corte mediano com duas miniplacas, sendo colocada uma miniplaca logo abaixo da raiz do dente e outra colocada na parte inferior do osso da mandíbula (base do queixo). Das configurações analisadas no programa experimental deste trabalho a que mais se aproxima é a condição de miniplacas nas posições P1P5.

- Se o paciente possui todos os dentes, utiliza-se o corte paramediano com uma miniplaca mais espessa, de 2 mm de espessura, placa esta denominada de reconstrução posicionada logo abaixo da raiz do dente, ou seja, na posição P5.

Para ambos os casos, é colocada a totalidade de parafusos nos furos da miniplaca, ou seja, oito parafusos quando a miniplaca tiver dez furos e seis parafusos quando a miniplaca tiver oito furos. O furo central fica posicionado na linha do corte, enquanto que na lateral direita ou esquerda da miniplaca fica com um furo excedente, ou seja, que não recebe parafusos, já que as miniplacas comercialmente utilizadas para este fim possuem número par de furos, ou seja, 10, 8, 6 e 4 furos.

Uma tendência observada nas análises efetuadas foi que os deslocamentos relativos são maiores para o corte paramediano do que para o corte mediano, à medida que a miniplaca se distancia da borda inferior (posição P1) e se aproxima da raiz dos dentes (posição P5).

6.2 – Fixação com fios de aço

A fixação com fios de aço tem sido largamente substituída pela técnica de fixação com miniplacas ou placas de reconstrução (ENGROFF; BLANCHART; FRAUNHOFER, 2003;

FARWEL, 2008). Embora o manejo com miniplacas seja mais fácil, a utilização de fios ainda é usual em locais onde se dispõe de poucos recursos financeiros. Em função disto, foram testadas experimentalmente algumas configurações com este tipo de fixação para avaliar os níveis de estabilidade final das fixações.

Para a fixação com fios de aço inoxidável (ASTM F-138), dois furos devem ser feitos em cada parte da mandíbula e três fios devem ser usados para se fazer a fixação. Um fio de aço inoxidável bitola # 26 deve ser usado para a fixação, onde as extremidades destes fios são amarradas fortemente. Dois fios são cruzados diretos e um fio oblíquo é usado para impedir o movimento da fixação.

O estudo da osteotomia mandibular sugere que o uso de placas de titânio tem vantagens sobre as osteotomias fixadas com fios de aço em se tratando de fixação rígida. A fixação com fios parece ser menos resistente e mais propensa a uma instabilidade na biofixação, particularmente na propensão de infecções. Os estudos de Sullivan; Fabian; Driscoll (1992) revelaram que a osteossíntese com fios de aço tem uma taxa maior de complicação do que com a fixação rígida por miniplacas. Segundo estes autores, a utilização de fixação interna por fios metálicos deixou de ser o tratamento preconizado para fixação de fraturas, sendo substituída ao longo dos anos pelo uso de miniplacas e parafuso de titânio.

Dos resultados obtidos para a fixação com fios, observou-se que o tipo de corte tem influência sobre os deslocamentos tanto absolutos quanto relativos das partes osteotomizadas, considerando uma mesma condição de fixação por fios. Analisando os deslocamentos relativos, nota-se que para o corte mediano estes são menores do que aqueles para o corte paramediano. Para corte mediano, a condição com melhor estabilidade foi aquela com fios paralelos internamente e cruzados externamente (PICE) e a pior estabilidade foi para a condição com fios cruzados internamente e paralelos externamente (CIPE). Para corte paramediano, a condição com melhor estabilidade foi aquela com fios cruzados internamente e paralelos externamente (CIPE) e a pior estabilidade foi aquela configuração com fios posicionados paralelos internamente (PI). De uma maneira geral, comparando com outros estudos ao redor do mundo, as maiores estabilidades e considerando os valores de deslocamentos relativos obtidos experimentalmente por meio de miniplacas e parafusos, estes foram menores que aqueles obtidos com fixação por fios, tanto para corte mediano quanto para corte paramediano.

6.3- Avaliação utilizando MEF tridimensional de uma mandíbula humana

O MEF final analisado ainda está longe de um modelo real, pois houve simplificações, como a incerteza sobre as propriedades mecânicas dos ossos e sobre a distribuição das forças musculares e a dificuldade em saber as verdadeiras condições de apoio do modelo na região dos côndilos. Porém, como a proposta era avaliar as configurações finais de fixação por miniplacas com aquelas utilizadas convencionalmente quanto as distribuições das tensões máximas e os deslocamentos totais, máximos e relativos na região do corte, este modelo foi considerado válido devido ao caráter comparativo das análises.

É conhecido que a estabilidade completa na mandibulotomia é de extrema importância para prevenir complicações no período pós-operatório. O risco de que todo o sistema miniplaca/parafuso/osso apresente uma falha como consequência de tensões extremamente altas nesse período é confirmado pela literatura específica. Tanto as tensões na miniplaca quanto no osso cortical podem levar à falha por fadiga das miniplacas ou o deslizamento dos parafusos na miniplaca e osso devido às altas tensões nesta região (KNOLL; GAIDA; MAURER, 2006).

O módulo do deslocamento relativo entre as partes osteotomizadas é uma forma de medir a estabilidade da fixação. Uma grande instabilidade pode conduzir à infecção e à não biofixação das partes osteotomizadas. Analisando os resultados apresentados na Tab. 5.17 do Capítulo V, observa-se que para o corte mediano, o menor deslocamento relativo foi o modelo CM2M4I-P1P3, fixado com quatro parafusos posicionados internamente em relação à linha de corte com duas miniplacas posicionadas, uma na região inferior e a outra um pouco mais acima, numa região média da mandíbula. Já o modelo CM1M6P-PI fixado com seis parafusos e uma miniplaca posicionada na região inferior da mandíbula apresentou os maiores deslocamentos para corte mediano. Porém, a diferença entre o menor deslocamento relativo e o máximo, foi inferior de 33%, o que se conclui que houve uma uniformidade entre os deslocamentos relativos apresentados pelos modelos analisados para este tipo de corte. Ao comparar estes modelos com aquele modelo convencional usado no serviço de saúde, citado anteriormente (CM2M6P-P0P5), nota-se que este último apresenta um deslocamento relativo 23% superior ao modelo com menor deslocamento (CM2M4I-P1P3) relativo e, ainda, 13% menor que o modelo com maior deslocamento (CM1M6P-PI). No entanto, todos os deslocamentos relativos são inferiores à faixa de 100 μ m a 150 μ m, relatada por alguns autores (TAMS et al., 1999) como os valores de deslocamento que poderiam gerar efeitos deletérios na osteotomia.

Para o corte paramediano, de uma maneira geral, os deslocamentos relativos foram maiores em todos os modelos, quando comparados com aqueles do corte mediano. O modelo CP2M4I-P2P3, fixado com quatro parafusos posicionados internamente em relação ao corte, com duas miniplacas posicionadas na região média da mandíbula apresentou o menor deslocamento relativo. Já o modelo fixado com seis parafusos, com duas miniplacas posicionadas uma na região inferior da mandíbula e a outra na região central da mandíbula (CP2M6P-P1P3) apresentou o maior deslocamento relativo para corte paramediano. Já o modelo convencional utilizado pelos cirurgiões para pacientes dentados (CP1Mespress6P-P5), fixado com seis parafusos e uma miniplaca com o dobro de espessura posicionada logo abaixo da raiz dos dentes apresentou o menor deslocamento se comparado a todos os outros modelos com corte paramediano, valor este 2,5 vezes menor que o modelo com menor deslocamento (CP2M4I-P2P3) e 4,6 vezes menor que o modelo com maior deslocamento (CP2M6P-P1P3), o que mostra a sua superioridade em termos de deslocamento relativo em relação aos demais modelos analisados, para as condições de carregamento e contorno adotadas em ambos os modelos.

Observa-se também nos resultados apresentados pela Tab. 5.17 que comparando o efeito da quantidade de parafusos, tanto no corte mediano como no corte paramediano, supondo configurações similares com uma ou duas miniplacas, que não existe uma influência significativa no aumento de quatro para seis parafusos de fixação. Nestes modelos observa-se, inclusive, que com seis parafusos o deslocamento relativo entre os modelos CM1M4P-P1 e CM1M6P-P1 foi 12,5% maior do que com quatro parafusos. Este mesmo efeito foi observado entre os modelos CP1M4I – P1 e CP1M6P – P1 com deslocamento relativo 2,63% maior na condição com seis parafusos. Isto pode ser explicado porque se os parafusos suportam adequadamente as cargas impostas, a rigidez da união é o efeito de maior importância na estabilidade. Isto pode ser comprovado no modelo CP1Mespress6P – P5.

As Fig. 6.2 e 6.3 mostram os deslocamentos absolutos para cada modelo, nos cortes mediano e paramediano, respectivamente.

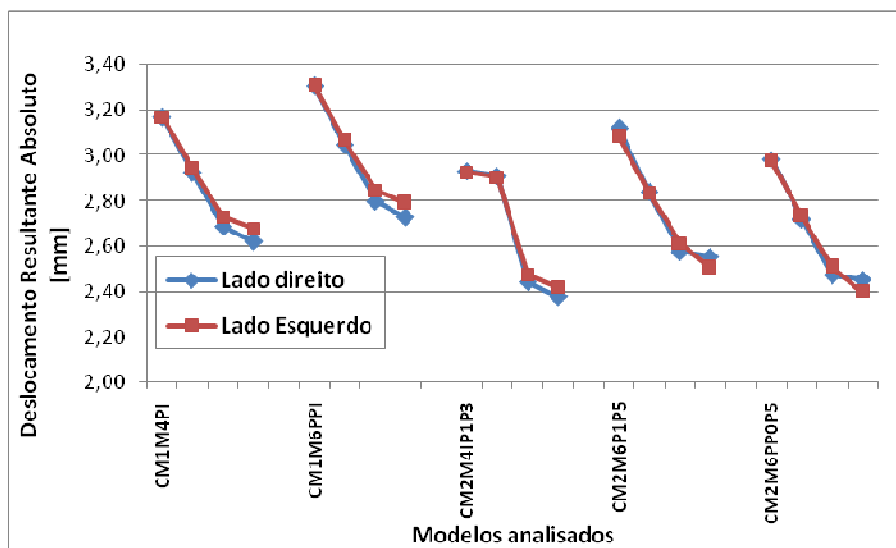


Figura 6.2- Deslocamentos resultantes absolutos para cada modelo analisado para o lado direito e esquerdo do corte mediano.

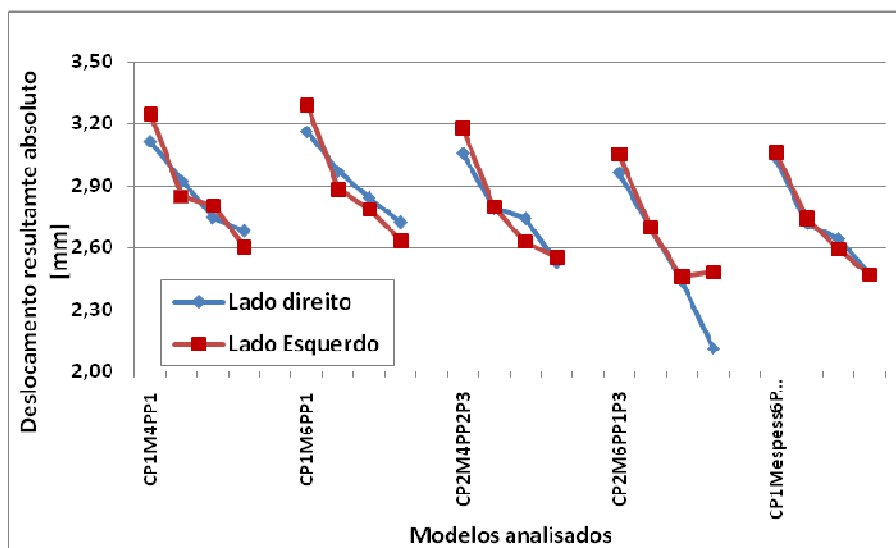


Figura 6.3- Deslocamentos resultantes absolutos para cada modelo analisado para o lado direito e esquerdo do corte paramediano.

Das Fig. 6.2 e 6.3 observa-se que nos modelos com uma miniplaca os deslocamentos resultantes absolutos são maiores que os deslocamentos absolutos nos modelos fixados com duas miniplacas, indicando coerência com o sistema físico esperado. Este deslocamento absoluto foi obtido através do deslocamento de cada parte segmentada. Observando os

modelos convencionais utilizados pelos cirurgiões, estes apresentam os menores deslocamentos absolutos, o que leva a concluir que os modelos adotados por estes profissionais são justificados considerando um movimento absoluto.

De acordo com os resultados apresentados na Tab. 5.16 do Capítulo V, se observa que as maiores tensões ocorreram no osso cortical e estas se localizavam em regiões afastadas do corte, próximas aos apoios. Somente no modelo CM1M6P-PI é que as maiores tensões ocorreram na miniplaca, porém esta aconteceu num ponto isolado da miniplaca, fora da região de maior solicitação da mesma, que normalmente é a região central. Este máximo valor isolado foi desprezado e foi considerada a tensão de von Mises no meio da miniplaca.

Para o corte mediano, o modelo denominado CM1M4I-PI, com uma miniplaca fixada na posição inferior e com quatro parafusos posicionados internamente em relação à linha do corte da mandíbula, apresentou maior valor de tensão equivalente (von Mises) na miniplaca (440,84 MPa). Este valor está abaixo do limite de resistência do titânio que, segundo Knoll; Gaida; Maurer (2006), está na faixa de 690 MPa. Apesar das variações das propriedades mecânicas, conclui-se que a miniplaca não tem a tendência de falhar sob as condições de carregamento e apoios considerados. O modelo denominado CM2M6P-P2P5 fixado com duas miniplacas e seis parafusos e miniplacas localizadas uma na região inferior e outra abaixo das raízes dos dentes da mandíbula gerou a menor tensão de von Mises na miniplaca (189,05 MPa). O modelo utilizado pelos cirurgiões para pacientes edêntulos (CM2M6P-P0P5) com corte mediano fixado com duas miniplacas, sendo uma destas miniplacas localizada na região do queixo fixada com quatro parafusos e a outra logo abaixo das raízes dos dentes fixada com seis parafusos, também apresentou valores pequenos de tensões de von Mises na miniplaca superior, não correndo o risco de falha por excesso de tensão, com consequente escoamento do material.

Para o corte paramediano, as tensões de von Mises foram maiores no modelo CP2M6P-P1P3 com duas miniplacas posicionadas na região inferior da mandíbula e fixadas com seis parafusos (333,11 MPa). Novamente, este valor também é inferior à tensão de escoamento do titânio, não correndo o risco da miniplaca falhar sob as condições analisadas. Já o modelo utilizado pelos cirurgiões para pacientes dentados, denominado de CP1Mespress6P-P5, com uma miniplaca mais espessa que a utilizada nos outros modelos, fixada com seis parafusos localizada logo abaixo das raízes dos dentes, apresentou uma tensão de von Mises na miniplaca de 202,29 MPa que não chega a ser 2% maior que o modelo com menor tensão de von Mises para corte paramediano.

Quando se avaliam as tensões nos parafusos, que também são de titânio, observa-se que no modelo (CM1M6P – P1) estas tensões foram maiores, porém, com valores inferiores ao limite de escoamento do material. Isto dá uma boa margem de segurança no que diz respeito à falha do parafuso perante as forças aplicadas e condições de apoio consideradas, ou seja, a miniplaca poderá falhar primeiro que o parafuso numa situação de extrema tensão.

Na região do osso cortical em contato com o parafuso verificou-se que alguns modelos podem falhar quando a tensão máxima (σ_1) for muito grande, possibilitando o desprendimento do parafuso no osso. Neste caso, as máximas tensões suportadas por um osso cortical da mandíbula humana, de acordo com Knool; Gaida; Maurer (2006) e Yih et al. (2010), são de 85 MPa. Assim, ao exceder este limite corre-se o risco de não haver osseointegração entre os parafusos e osso da mandíbula, com consequente escorregamento dos parafusos considerando que tais níveis de carregamento resultante (aproximadamente 70 N) fossem aplicados na mandíbula antes do período esperado de consolidação da interface osso/parafuso (de três a quatro meses). Nos modelos em que este limite não foi excedido, não há o risco de tal falha por falta da adesão biomaterial/tecido. No modelo convencional utilizado pelos cirurgiões para pacientes edêntulos este risco não se verificou. Para o modelo considerado para simular pacientes com dentes, o risco de não osteossíntese se verifica, uma vez que a tensão máxima (σ_1) foi maior que 85 MPa.

CAPÍTULO VII

CONCLUSÕES

A avaliação da estabilidade da união dos segmentos ósseos na técnica da mandibulotomia aplicada na região da sínfise foi feita considerando o corte mediano e paramediano fixado com uma ou duas miniplacas. A abordagem levou em consideração sete configurações diferentes de fixação com parafusos, variando a posição e a quantidade dos parafusos em miniplacas de titânio de oito furos. Inicialmente, foi feita uma abordagem experimental utilizando mandíbulas de porco. Foram realizados 210 experimentos com o objetivo de avaliar a estabilidade da fixação.

Os ensaios experimentais foram avaliados estatisticamente, por meio do teste de Scott Knott com nível de significância de 5%. Estes testes foram utilizados para validar alguns modelos numéricos em elementos finitos. Na escolha destes modelos, levaram-se em consideração aquelas configurações que apresentaram menores deslocamentos relativos na etapa experimental ou que foram julgadas como fisicamente mais estáveis. Os resultados destes modelos validados numericamente foram utilizados para determinar equações preditivas para oito condições, utilizando a modelagem por similitude. As equações destes oito modelos foram otimizadas e, assim, foram determinadas as condições ótimas para cada modelo numérico.

Foram implementados modelos numéricos de uma mandíbula humana utilizados para comparar os modelos otimizados com aqueles empregados pelos cirurgiões em pacientes edêntulos ou não. Estas comparações foram feitas tomando-se como base gradientes de tensões e deslocamentos resultantes relativos nestes modelos.

Pode-se concluir que:

- Para modelos com corte mediano fixado com uma miniplaca, a estabilidade da fixação tende a diminuir à medida que a miniplaca se desloca em direção às raízes dos dentes. A configuração com dois parafusos posicionados afastados da linha de corte (2E) foi a que apresentou os maiores deslocamentos relativos e a configuração com seis parafusos (6P) apresentou quase sempre menores deslocamentos se comparada às outras configurações;
- Para modelos com corte paramediano fixado com uma miniplaca, em quase todas as configurações de parafusos a estabilidade da fixação é maior para miniplacas posicionadas na região inferior da mandíbula, diminuindo à medida que a miniplaca se desloca em direção às raízes dos dentes. A configuração com dois parafusos próximos à linha de corte (2I) foi a que apresentou a maior instabilidade e a configuração com seis parafusos (6P) apresentou a maior estabilidade.
- Nos modelos com corte mediano ou paramediano fixados com duas miniplacas os menores deslocamentos foram para a configuração com seis parafusos, ou seja, garantiram uma melhor estabilidade para a fixação. A configuração com dois parafusos posicionados internamente em relação à linha de corte (2I) foi a que apresentou maiores deslocamentos relativos para praticamente todas as posições das miniplacas nos dois cortes. Modelos com duas miniplacas próximas à borda inferior da mandíbula (P2P1, P3P1 e P4P1) e aqueles com as duas miniplacas adjacentes (P3P2 e P4P3) apresentaram deslocamentos relativos um pouco menores do que os demais modelos. Se as duas miniplacas se distanciam umas das outras ou as duas miniplacas estão distantes da borda inferior da mandíbula (P5P4), os deslocamentos relativos são ligeiramente superiores às demais condições, gerando uma menor estabilidade para a fixação.
- Geralmente os deslocamentos relativos para o corte paramediano são maiores que para o corte mediano se observada a mesma configuração de parafusos e mesma posição de miniplaca para duas miniplacas.
- Quando se coloca a miniplaca na região inferior da mandíbula, esta enrijece esta região, contribuindo para um menor deslocamento relativo das partes osteotomizadas do que quando

se coloca a miniplaca na região superior tanto para corte mediano quanto para corte paramediano.

- Quanto mais os parafusos se afastam da linha de corte, melhor é a estabilidade da fixação para corte paramediano com dois parafusos.

- Das oito condições otimizadas conclui-se que aquela com melhor estabilidade foi com corte paramediano fixado com seis parafusos e duas miniplacas com a miniplaca superior na posição logo abaixo das raízes dos dentes e a miniplaca inferior na região inferior da mandíbula (CP2M6P – P5P2). Outras configurações (CM1M6P – P1; CM2M6P – P5P1; CM1M2PI – P1 e CM2M2PI – P5P4) também apresentaram estabilidades relativamente boas, não diferindo muito uma da outra.

- Com relação ao deslocamento relativo das partes osteotomizadas para corte mediano, o modelo CM1M6P-PI apresentou melhor estabilidade e o modelo CM2M6P-PIP5 apresentou a pior estabilidade.

- Para o corte paramediano, os deslocamentos relativos foram maiores em todos os modelos, quando comparados com aqueles do corte mediano. O modelo CP1M4P-P1 apresentou a melhor estabilidade e o modelo CP2M4P-P2P3 apresentou a pior estabilidade.

- Da mesma forma que no corte mediano, o modelo utilizado pelos cirurgiões para pacientes com dentes, denominado CP1Mespess6P-P5, não foi o melhor, pois apresentou um deslocamento relativo maior do que o modelo CP1M4P-P1, porém menor que o modelo CP2M4P-P2P3.

- Com relação aos níveis de tensões observados nas miniplacas estes foram inferiores ao limite de resistência do titânio. Portanto, considerando uma possível sobrecarga devido ao nível da carga utilizada, a miniplaca não corre o risco de falhar sob as condições de carregamento e apoio impostas ao modelo.

- Com relação às tensões na região do osso cortical em contato com os parafusos, estas só excederam os limites de resistência do osso cortical humano em uma condição (CP2M6P-P1P3). Neste caso, existe o risco de não ocorrer a osteossíntese entre osso e parafuso no processo de cicatrização devido a um escorregamento do parafuso na superfície em contato com o osso.

- No corte paramediano e mediano, considerando as cargas impostas, a fixação pode ser feita apenas com quatro parafusos.

- As fixações com fios de aço apresentaram estabilidade inferior às fixações feitas com miniplacas e parafusos. No corte paramediano, a estabilidade foi muito menor do que para corte mediano.
- O método dos elementos finitos (MEF) é um método invasivo para medição de parâmetros diferentes do complexo comportamento biomecânico que envolve mandíbulas humanas.
- Quanto mais os parafusos se afastam da linha de corte, melhor é a estabilidade da fixação do corte paramediano com dois parafusos.
- Para o corte mediano utilizando dois parafusos, duas miniplacas dão maior estabilidade do que apenas uma miniplaca.
- Não existe necessidade de colocar o maior número de parafusos para garantir a estabilidade, pois com apenas dois parafusos posicionados externamente obteve-se uma melhor estabilidade para corte paramediano.
- Para miniplacas posicionadas na região superior, próxima à raiz dos dentes, a utilização de seis parafusos garante uma maior estabilidade. O que se observa é que a posição da miniplaca influencia mais a estabilidade do que quantidade de parafusos.
- A estabilidade vai diminuindo à medida que a posição da miniplaca sobe, ou seja, aproxima-se da raiz dos dentes. Porém, à medida que a miniplaca se distancia da borda inferior e sobe em direção às raízes dos dentes, nota-se que seis parafusos garantem uma melhor estabilidade do que outras quantidades e posições dos parafusos.
- Para o corte mediano com duas miniplacas paralelas, a quantidade/posição dos parafusos é um fator importante a ser levado em consideração quando se deseja adquirir uma melhor estabilidade da união. Neste caso, deve-se utilizar seis parafusos ou quatro parafusos afastados da linha de corte.
- A condição utilizada pelos cirurgiões dá melhores garantias de que não ocorram falhas na miniplaca no período pós-operatório. Observa-se também que o modelo com uma miniplaca gera tensões de von Mises geralmente maiores do que o modelo correspondente com duas miniplacas tanto para quatro como para seis parafusos não importando o tipo de corte no osso.

SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS

- Avaliar a estabilidade em uma mandíbula humana completa, com a região dos côndilos, com a miniplaca conformada na superfície desta mandíbula;
- Otimizar o modelo da geometria da miniplaca, avaliando outras formas de geometrias que não seja, necessariamente, a forma utilizada neste trabalho;
- Estender as técnicas utilizadas na sínfise para outras regiões da mandíbula;
- Fazer um estudo biológico das melhores configurações determinadas neste estudo para se verificar a condição pós-operatória, o problema da cicatrização e osteogênese das regiões em contato;
- Nos modelos numéricos, avaliar outras condições de carregamento, considerando as forças musculares e outros efeitos envolvidos no processo de mastigação pós-operatório;
- Reavaliar a forma de realização dos ensaios experimentais, melhorando a técnica no que diz respeito à geometria e material do corpo-de-prova (utilizando mandíbula humana), ao aparato experimental e às condições de aplicação do carregamento, bem como a forma de avaliação da estabilidade da união. Enfim, adequar as condições de ensaio de maneira mais real possível ao complexo mecanismo de mastigação pós-operatório do paciente.
- Considerar o efeito da fadiga, embora das tensões encontradas sejam menores que o limite de resistência da liga de titânio utilizada.

CAPÍTULO VIII

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ACERO, J.; CALDERON, J.; SALMERON, J.I.; VERDAGUER, J.J.; CONSEJO, C.; SOMACARRERA, M.L. The behavior of titanium as biomaterial: microscopy study of plates and surrounding tissues in facial osteosynthesis. **Journal of Craniomaxillofacial Sugery**. v. 27, n.2, p. 117-123, 1999.

ALTMAN, K.; BAILEY, B. M. W. Non-union of mandibulotomy sites following irradiation for squamous cell carcinoma of the oral cavity. **British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery**. v. 34, p. 62 – 65. 1996.

AMIN, M. R.; DESCHLER, D. G.; HAYDEN, R. E. Straight Midline Mandibulotomy Revisited. **Laryngoscope**. v. 109, n. 9, p. 1402-1405.1999.

ANDREOTTI, M.; RODRIGUES, A. N.; CARDOSO, L.M.N.; FIGUEIREDO, R.A. de O.; ELUF-NETO, J.; WÜNSCH FILHO, V. Ocupação e câncer da cavidade oral e orofaringe. **Cadernos de saúde pública**. v. 22, n. 3, Rio de Janeiro, março. 2006.

ANSYS® Academic Research, v. 11.0.

ASLAN, G.; KARGI, E.; GÖRGÜ, M.; ERDOGAN, B.; KILINÇ, H. Modified mandibulotomy approach to tumors of the oropharynx. **Annals of Plastic Surgery**. v. 46, p. 77-79. 2001.

ARAUJO, T.C. **Estudo comparativo de diferentes fixações na Técnica da mandibulotomia**, 2008, 110f. Dissertação de Mestrado, Universidade Federal de Uberlândia.

BARROS JÚNIOR, J.C. **Estabilidade funcional de um distrator osteogênico osseosustentado da sínfise mentoniana de acordo com a quantidade de parafusos e aberturas**. 2007. 98f. Dissertação de Mestrado. CPO São Leopoldo Mandic, Campinas.

BASCIFITCI, F. A.; KORKMAZ, H. H.; ISERI, H.; MALKOC, S. Biomechanical evaluation of mandibular midline distraction osteogenesis by using the finite element method. **American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics**. v. 125, p. 706-715. 2004.

BERNAKIEWICZ, M.; VICECONTI, M. The role of parameter identification in finite element contact analyses with reference to orthopaedic biomechanics applications. **Journal of Biomechanics**. v. 35, p. 61-67. 2002.

BIANCHINI, C.M. Tradução do artigo: "Risk Management Considerations for Oral Cancer" (JADA, November/2005); Acessado em 11/05/2009 <http://odontologika.uol.com.br/papilomavirus.htm>

BOHLULI, B.; MOTAMEDI, M.H.K; BOHLULI, P.; MOHARAMNEJAD, N.; HOSSEIN, M. Biomechanical stress distribution on fixation screws used in bilateral sagittal split ramus osteotomy: assessment of 9 methods via finite element method. **Journal of Oral & Maxillofacial Surgery**. v. 68, p. 2765-2769. 2010.

BOLINI, P.D.A., GASPAR, M.A.M., DE SOUZA, J. F. Dimension vertical de la región anterior de la mandíbula. **International Journal of Morphology**. v. 24, n.4, p. 531-533. 2006.

BRONS, R.; BOERING, G. Fractures of the mandibular body treated by stable internal fixation: a preliminary report. **Journal of Oral Surgery**. v. 28, p. 407-412. 1970.

CAPDEVILLE, F. Tumores malignos de la cavidad oral. Operación comando. Reconstrucción mandibular. **Revista Chilena de Cirugia**. V. 57, n. 1, p. 7-18, 2005.

CHIODO, T. A.; ZICCARDI, V. B.; JANAL, M.; SABITINI, C. Failure strength of 2.0 locking versus 2.0 conventional syntheses mandibular plates: a laboratory model. **Journal of Oral & Maxillofacial Surgery**. v. 64, p. 1475-1479. 2006.

CHOI, B. H.; KIM, K. N.; KIM, H. J.; KIM, M. K. Evaluation of condylar neck fracture plating techniques. **Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery**. v. 27, p. 109 -112. 1999.

CHOI, B. H.; HUH, J. Y.; SUH, C. H.; KIM, K. N. An in vitro evaluation of miniplate fixation techniques for fractures of the atrophic edentulous mandible. **International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery**. v. 34, p. 174 -177. 2005.

CHUONG, C. I.; BOROTIKAR, B.; DABNEY, C. S.; SINN, D. P. Mechanical Characteristics of the Mandible after Bilateral Sagittal Split Ramus Osteotomy: Comparing 2 Different Fixations Techniques. **Journal of Oral and Maxillofacial Surgery**. v. 66, p. 68-76. 2005.

ÇİFTÇİ, Y.; CANAY, S. The effect of veneering materials on stress distribution in implant-supported fixed prosthetic restorations. **The International Journal of Oral Maxillofacial & Implants**. v.15, n. 4, p. 571-582. 2000.

CLAES, L. E. Mechanical characterization of biodegradable implant. **Clinical Materials**. v. 10. p. 41-46. 1992.

COSTANTI, E.U. **Investigação do estado de tensões em ossos usando o método dos elementos finitos**, 1994. Dissertação Mestrado – Faculdade de Tecnologia, Universidade de Brasília, Brasília.

COWIN, S.C. The mechanical properties of cancellous bone tissue. In: Cowin, S.C. *Bone Mechanics*. Florida. CRC Press, 1989.

DA COSTA, R.B. **Propriedades mecânicas de ligamento cruzado anterior em modelo porcino**. 2007. 31 f. Monografia – Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis.

DAI, T. S.; HAO, S. P.; CHANG, K. P.; PAN, W. L.; YEH, H. C.; TSANG, N. M. Complications of mandibulotomy: Midline versus Paramidline. **Otolaryngology – Head and Neck Surgery**. v. 128, p. 137-141. 2003.

DAVIDSON, J.; FREEMAN, J.; GULLANE, P.; ROTSTEIN, L.; BIRT, D. Mandibulotomy and radical radiotherapy: compatible or not?. **Journal of Otolaryngology**. v. 7, p. 279-281. 1988.

DAVIDSON, J.; FREEMAN, J.; BIRT, D. Mandibulotomy in the irradiated patient. **Archives of Otolaryngology. Head and Neck Surgery**. v. 115, p. 497-499. 1989.

DEVINE, J. C.; ROGERS, S. N.; McNALLY, D.; BROWN, J. S.; VAUGHAN, E. D. A comparison of aesthetic, functional and patient subjective outcomes following lip-split mandibulotomy and

mandibular lingual releasing access procedures. **International Journal Oral and Maxillofacial Surgery.** v. 30, p. 199 – 204. 2001.

DOBLARÉ, M.; GARCIA, J.M.; GÓMEZ, M.J. Modelling bone tissue fracture and healing: a review. **Engineering Fracture Mechanics.** New York, v. 71, n. 13/14, p. 1809-1840. 2004.

DOLANMAZ, D.; UCKAN, S.; ISIK, K.; SAGLAM, H. Comparison of stability of absorbable and titanium plate and screw fixation for sagittal split ramus osteotomy. **British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery.** v. 42, p. 127-132, 2004.

DOLL, R.; PETO, R. The causes of cancer: quantitative estimates of avoidable risks of cancer in the United States today. **Journal Natl Cancer Inst.;** v. 66, n. 6, p. 1191-1308. 1981.

DUARTE, E. N. – **Estudo analítico-numérico de freios de estampagem em chapas metálicas**, 2007, 133f. Tese de doutorado – Universidade Federal de Uberlândia.

DUBNER, S.; SPIRO, R. H. Median mandibulotomy: a critical assessment. **Head and Neck.** v. 13, p. 389-393. 1991.

ENGROFF, S. L.; BLANCHART, R. Jr; FRAUNHOFER, J. A. Mandibulotomy Fixation: a Laboratory Analysis. **Journal of Oral and Maxillofacial Surgery.** v. 61, p. 1297-1301. 2003.

ERKMEN, E.; SIMSEK, B.; YUCEL, E.; KURT, A. Comparison of different fixation methods following sagittal split ramus osteotomies using three-dimensional finite elements analysis. Part 1: advancement surgery-posterior loading. **International Journal of Oral & Maxillofacial Surgery.** v. 34, p. 551-558. 2005a.

ERKMEN, E.; SIMSEK, B.; YUCEL, E.; KURT, A. Three-dimensional finite element analysis used to compare methods of fixation after sagittal split ramus osteotomy: setback surgery-posterior loading. **British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery.** v. 43, p. 97-104. 2005b.

FARWELL, D.G. Management of symphyseal and parasymphiseal mandibular fractures. **Operative Techniques in Otolaryngology.** v. 19, p. 108-112. 2008.

FELLER, K. U.; RICHTER, G.; SCHNEIDER, M.; ECKELT, U. Combination of microplate and miniplate for osteosynthesis of mandibular fractures: an experimental study. **International Journal of Oral & Maxillofacial Surgery.** v. 31, p. 78-83. 2002.

FELLER, K. U.; SCHNEIDER, M.; HLAWITSCHKA, M.; PFEIFER, G.; LAUER, G.; ECKELT, U. Analysis of complications in fractures of the mandibular angle – a study with finite element

computation and evaluation of data of 277 patients. **Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery**. v. 31, p. 290-295. 2003.

FERNÁNDEZ, J. R.; GALLAS, M. BURGUERRA, M.; VIANO, J. M. A three-dimensional numerical simulation of mandible fracture reduction with screwed miniplates. **Journal of Biomechanics**. v. 36, p. 329-337. 2003.

FERREIRA, P.C. **Modelagem do comportamento estrutural de uma mandíbula edêntula com implantes vertical e angulado**. 2003. 63 f. Dissertação de Mestrado - Universidade Federal de Minas Gerais, Escola de Engenharia, Belo Horizonte.

FERREIRA, D. F. SISVAR: Um programa para análises e ensino de estatística. Revista Symposium (Lavras), v. 6, p. 36-41, 2008.

FRANCO, E.L.; KOWALSKI, L.P.; OLIVEIRA, B.V.; CURADO, M.P.; PEREIRA, R.N.; SILVA, M.E. Risk factors for oral cancer in Brazil: a case control study. **International Journal of Cancer**. v. 43, p. 992-1000. 1989.

FÜTTERLING, S.; KLEIN, R.; STRASSER, W.; WEBER, H. **Automated finite-element of human mandible with dental implants**. The 6th International Conference in Central Europe on Computer Graphics and Visualization Bory, Czech Republic. 8 p. 1998.

GALLAS TORREIRA, M.; FERNÁNDEZ, J. R. A three-dimensional computer model of the human mandible in two simulated standart trauma situations. **Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery**. v. 32, p. 303-307. 2004.

GERE, J.M.; GOODNO, B.J. **Mecânica dos Materiais**. São Paulo: Cengage Learning, 2010, 860p.

GIACAGLIA, G.E.O. Apostila: Curso introdutório de Biomateriais e aplicações a implantes. **Universidade de Taubaté**, 2000. p. 136.

GRACE, A. **Optimization Toolbox – For use with Matlab**. The Math Works Inc. Natick, 1992.

GÓIS FILHO, J.F.; FUKUYAMA, E.E.; VALENTIM, P.J.; FEITOSA, A.A. Osteossíntese em mandíbula com placas absorvíveis associada a tratamento radioterápico adjuvante. **Revista da Sociedade Brasileira de Cancerologia (RSBC)**. N. 12, artigo 3. Setembro. 2000.

GUTWALD, R.; SCHÖN, R. ; METZGER, M.; KREUTZER, K. ; RAHN, B. ; SCHMELZEISEN, R. ; SAUERBIER, S. Miniplate osteosynthesis with four different systems in sheep.

International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery. doi : 10.1016/j.ijomi.2010.09.026. 2010.

HADI, G.; KARINE, G.G.; YVES, C.; PIERRE, L. Stability of osteosynthesis with bicortical screws placed in a triangular shape in mandibular sagittal split 5 mm advancement osteotomy: biomechanical tests. **British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery.** v. 48, p. 624-628. 2010.

HATTORI da SILVA, G. **Escolha de parâmetros para análise de contato entre corpos elásticos usando elementos finitos e redes neurais.** 2009. 112 f. Dissertação de Mestrado – Faculdade de Engenharia Mecânica, UNICAMP, Campinas.

ICHIM, I.; SWAIN, M.V.; KIESER, J.A. Mandibular stiffness in humans: Numerical predictions. **Journal of Biomechanics.** v. 39, 1.903 – 1913, 2006.

ICHIM, I.; SWAIN, M.V.; KIESER, J.A. Functional significance of strain distribution in the human mandible under masticatory load: numerical predictions. **Archives of Oral Biology.** v. 52, 465–473, 2007.

Instituto Nacional de Câncer. Consultado. 2009. Maio. (<http://www.inca.gov.br>).

JI, B.; WANG, C.; LIU, L.; LONG, J.; TIAN, W.; WANG, H. A biomechanical analysis of titanium miniplates used for treatment of mandibular symphyseal fractures with the finite element method. **Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology and Endodontology** v. 109, e21- e27, 2010.

KIMURA, A., NAGASAO, T., KANEKO, T., MIYAMOTO, J., NAKAJIMA, T. A Comparative study of most suitable miniplate fixation for mandibular symphysis fracture using a finite element model. **Journal of Medicine.** v. 55, n.1, p. 1-8. 2006.

KINNULA, T. K.; SUURONEN, R.; KONTIO, R.; LAINE, P.; LINDQVIST, C. Bioabsorbable plates and screws for fixation of mandibulotomias in ablative oral cancer surgery. **Journal of Oral and Maxillofacial Surgery.** v. 68, p. 1753-1762. 2010.

KNOLL, W.D.; GAIDA, A.; MAURER, P. Analysis of mechanical stress in reconstruction plates for bridging mandibular angle defects. **Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery.** v. 34, 201-209, 2006.

KUNKEL, M.E.; ROLLO, J.M.D. de A.; LEIVAS, T. P.; PEREIRA, C.A.M; BOLLINGER NETO, R.; OZAKI, W.M.; LOPES, A.D.S. Correlação entre as propriedades do osso esponjoso

analisado por ultra-sonometria e por ensaio mecânico de compressão. In: 5o. Congresso Latino Americano de Órgãos Artificiais e Biomateriais, 2008, Ouro Preto - Mg. **Livro de Programa e Resumos**, 2008. v. 1.

LAS CASAS, E.B. de; PAMPLONA, D. **Computacional Models in Biomechanics**. CIMNE, Barcelona. 2003. p. 222.

KUPER, H., ADAMI, H.-O.; BOFFETTA, P. Tobacco use, cancer causation and public health impact. **Journal of Internal Medicine**. v. 251, p. 455-466. 2002.

LEE, H.B.; KIM, S.G.; MOON, S.Y.; YUN, P.Y. Comparison of titanium and biodegradable miniplates for fixation of mandibular fractures. **Journal of Oral and Maxillofacial Surgery**. v. 68, p. 2065-2069. 2010.

LEITE, I.C.G.; KOIFMAN, S. Survival analysis in a sample of oral câncer patients at a reference hospital in Rio de Janeiro, Brazil. **Oral Oncology**. v. 34, n.5, p. 347-352. 1998.

LOTTI, R.S.; MACHADO, A.W.; MAZZIEIKO, E.T.; LANDRE JÚNIOR, J. Aplicabilidade científica do método dos elementos finitos. **R. Dental Press Ortodon Ortop Facial**. n. 11, n.2, p. 35-43. 2006.

LOVALD, S. T.; WAGNER, J. D.; BAACK, B. Biomechanical optimization of bone plates used in rigid fixation of mandibular fractures. **Journal of Oral and Maxillofacial Surgery**. v. 67, p. 973-985. 2009.

LOVALD, S. T.; BAACK, B.; GABALL, C.; OLSON, G.; HOARD, A. Biomechanical optimization of bone plates used in rigid fixation of mandibular symphysis fractures. **Journal of Oral and Maxillofacial Surgery**. v. 68, p. 1833-1841. 2010.

MADSEN, M.J.; McDANIEL, C.A.; HAUG, R.H. A Biomechanical evaluation of plating techniques used for reconstructing mandibular symphysis/parasymphysis fractures. **Journal of Oral and Maxillofacial Surgery**. v. 66, p. 2012-2019. 2008.

MARCHIONI, D.M.L.; WÜNSCH-FILHO, V.; LATORRE, M.R.D.O.; FISBERG, R.M. Oral cancer and diet: a case control study in São Paulo, Brazil. In: **European on Nutrition and Cancer**, 2001, Lyon, France.

MARENTETTE, L. – Miniplate osteosynthesis of mandible fractures. **Operative Techniques in Otolaryngology – Head and Neck Surgery**. v. 6, n. 2, p. 86-88, Jun. 1995.

MARZOLA, C. História e estado atual da cirurgia buco maxilo facial no Brasil - Antes e após João Jorge de Barros; **Revista Academia Pierre Fauchard**; 2001; Editora da RAPF; 1; 1; 9; 17; Português; Impresso.

MATLAB for Windows User's Guide, The Math Works Inc., 1991.

MAURER, P.; HOLWEG, S.; SCHUBERT, J. Finite element analysis of different screw-diameters in the sagittal split osteotomy of the mandible. **Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery**. v. 27, p. 365-372. 1999.

MAURER, P.; HOLWEG, S.; KNOLL, W. D.; SCHUBERT, J. Study by finite elements method of the mechanical stress of selected biodegradable osteosynthesis screws in sagittal ramus osteotomy. **British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery**. v. 40, p. 76-83. 2002.

MAURER, P.; KNOLL, W.D.; SCHUBER, J. Comparative evaluation of two osteosynthesis methods on stability following sagittal split ramus osteotomy. **Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery**. v. 31, p. 284-289. 2003.

MAY, B.; SAHA, S.; SALTZMAN, M. A three-dimensional mathematical model of temporomandibular joint loading. **Clinical Biomechanics**. v. 16, p. 489-495. 2001.

McCANN, K. J.; HOLMES, H.; IRISH, J. C.; GULLANE, P. J.; BROWN, D. H.; ROTSTEIN, L. Complications Associated with Rigid Fixation of Mandibulotomies. **The Journal of Otolaryngology**. v. 23, p. 210 – 215. 1994.

McGURK, M.; GOODGER, N.M.- Head and neck cancer its treatment: historical review. **British Journal of Oral &Maxillofacial Surgery**. v. 38, p. 209-230. 2000.

MELO JÚNIOR, E.J.F.; MARZOLA, C.; TOLEDO FILHO; J.L.; GRAVA, E.F. Prevalência de 50 casos de carcinomas de língua em Bauru – SP entre 1996 e 2002 – Serviços de cirurgia e traumatologia bucomaxillofacial e cabeça e pescoço do Hospital de Base da Associação Hospitalar de Bauru. **Revista Eletrônica da Academia Tiradentes de Odontologia (ATO)**. n.5; p. 511-540. 2005.

MENICUCCI, G; MOSSOLOV, A.; MOZZATI, M.; LORENZETTI, M.; PRETTI, G. Tooth-implant connection: some biomechanical aspects based on finite element analyses. **Clinical Oral Implants Research**. p. 334-341. 2002.

MIYATA, K.; YASUDA, K.; KONDO, E.; NAKANO, E.; KIMURA, S.; HARA, N. Biomechanical comparisons of anterior cruciate ligament: reconstruction procedures with flexor tendon graft. **Journal of Orthopedic Science**. v. 5. 585-592. 2000.

MURPHY, C.E.G., **Similitude in Engineering**. The Ronald Press Company, New York, 1950.

NAM, W.; KIM, H. J.; CHOI, E.C.; KIM, M. K.; LEE, E. W.; CHA, I. H. Contributing factors to mandibulotomy complications: a retrospective study. **Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology and Endodontology (OOOOE)**. v. 101, n.3, E65-70, 2006.

NYMAN, J.; MEREKE, C.; LINDSTORM, J. Prognostic factors for local control and survival of cancer of the oral tongue. A retrospective analysis of 230 cases in western Sweden. **Acta Oncol**. v. 32, n. 6, p. 667-673. 1993.

OLIVEIRA, D.A.R.; **Influência do treinamento físico na resposta trófica do músculo sóleo e na resistência das tíbias de ratos**. 2006. 77f. Dissertação Mestrado – Escola de Engenharia de São Carlos / Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto / Instituto de Química de São Carlos, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto.

OLIVEIRA, J.C.; MOREIRA, M.A.R.; MARTINS, E.; SILVA, C.M.B.; MINEIRO, M.S.; SOUZA, E.C.; CURADO, M.P. A exposição ocupacional como fator de risco no câncer de cavidade oral e orofaríngeo no Estado de Goiás. **Revista Brasileira de Cirurgia de Cabeça e Pescoço**. v. 37, n. 2; p. 82-87. 2008.

OLIVEIRA, L. S., **Obtenção de Raízes de Equações Não-Lineares Utilizando Algoritmos Genéticos**. 2003. 117f. Dissertação Mestrado - Faculdade de Matemática da Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia.

PAN, W. L.; HAO, S. P.; LIN, Y. S.; CHANG, K. P.; SU, J. L. The Anatomical Basis for Mandibulotomy: Midline versus Paramidline. **Laryngoscope**. v. 113, n. 2, p. 377-380. 2003.

PARK, H.D.; MIN, C.K.; KWAK, H.H.; YOUN, K.H.; CHOI, S.H.; KIM, H. J. Topography of the outer mandibular symphyseal region with reference to the autogenous bone graft. **International Journal of Oral & Maxillofacial Surgery**. v. 33, p. 781-785. 2004.

PASCOAL, M.B.N.; CHAGAS, J.F.; ALONSO, N.; AQUINO, J.L.; FERREIRA, M.C.; PASCOAL, M.I.N.; MAGNA, L.A. A mandibulectomia marginal no tratamento dos tumores de loja amigdalina e região retromolar. **Revista Brasileira de Otorrinolaringologia**. v. 73, n.2, p. 180-184, março/abril. 2007.

PEREIRA, A.P.M.; GONDIM, D.G.A.; GOMES JÚNIOR, E.C.; FREIRE FILHO, F. W.V.- Remoção de miniplacas e parafusos na região buço-maxilo-facial: revisão de literatura. **Revista Cirurgia e Traumatologia Buço-Maxilo-Facial**, Camaragibe, v.5, n.3, p.17-26, jul./set. 2005.

PEREIRA, K.M.A.; SANTOS, P.P.A.; ROCHA, D.A.P.R.; LIMA, K.C. Papilomavírus humano e câncer oral: uma revisão dos conceitos atuais. **Revista Odontológica da UNESP**. v. 36, n. 2, p.151-156, abr./jun. 2008a.

PEREIRA, K.R. **Avaliação da biocompatibilidade “in vitro” e “in vivo” de ligas metálicas de titânio para aplicação odontológica**. 2008b. 81 f. Dissertação de Mestrado. Escola de Engenharia de São Carlos, Instituto de Física de São Carlos, Instituto de Química de São Carlos da Universidade de São Paulo, São Carlos.

PETRIE, C.S.; WILLIAMS, J.L. Shape optimization of dental implant designs under oblique loading using the P-version finite element method. In: 12th International Conference on Mechanics in Medicine and Biology. 2002, Lemnos Island, Greece. **Symposium Proceedings**, p.1-8.

RAO, D. N.; DESAI, P. B. Risk assessment of tobacco, alcohol and diet in cancers of base tongue and oral tongue – a case control study. **Indian Journal of Cancer**, v. 35, n. 2, p. 65-72. 1998.

RAVNHOLT, G. Corrosion current and pH rise around titanium coupled to dental alloys. **European Journal of Oral Sciences**. v. 466–472. 1988.

REDDY, J. N. **An Introduction to the finite Element Method**. McGraw-Hill International Editions, Singapore. 1993.

RHO, J.Y.; SPEARING, L.K.; ZIOUPOS, P. Mechanical properties and hierarchical structure of bone. **Medical Engineering & Physics**. v. 20; p. 92-102. 1998.

RIBEIRO JÚNIOR, P.D.; MAGRO FILHO, O.; SHASTRI, K.A.; PAPAGEORGE, M.B. In vitro biomechanical evaluation of the use of convencional and locking miniplate/screw systems for sagittal split ramus osteotomy. **Journal of Oral and Maxillofacial Surgery**. v. 68, p. 724-730. 2010.

ROESLER, C. R. M. ; BENTO, D. A. ; ROSA, E. ; FANCELLO, E. A. . Algumas aplicações de simulação numérica em biomecânica óssea. In: Congresso Brasileiro de Computação, 2004, Itajaí. **Anais do Congresso Brasileiro de Computação**, 2004.

ROSEMBERG, A.; GRÄTZ, K.W.; SAILER, H.F. Should titanium miniplates be removed after bone healing is complete? **International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery**. v. 22, p. 185-188. 1993.

SARAMAGO, S.F.P. - Algoritmos Genéticos: a otimização aplicando a teoria da evolução. Consultado em 11/01/2011 em <http://www.catalao.ufg.br/mat/revista/ART-022.pdf>.

SARTOR, S.G.; ELUF-NETO, J.; TRAVIER, N.; WÜNSCH FILHO, V.; ARCURI, A.S.A.; KOWALSKI, L.P.; BOFFETA, P. Riscos ocupacionais para o câncer de laringe: um estudo caso-controle. **Cadernos de Saúde Pública**. v.23, n. 23, 1473-1481. 2007.

SCHORTINGHUIS, J.; BOS, R.R.M.; VISSINK, A. Complications of internal fixation of maxillofacial fractures with microplates. **Journal of Oral & Maxillofacial Surgery**. v. 57, p.130-134. 1999.

SHAH, J. P.; KUMARASWAMY, S.V.; KULKARNI, V. Comparative Evaluation of Fixaton Methods after Mandibulotomy for Oropharyngeal Tumors. **The American Journal Surgery**. v.166, n.4, p. 431-434. 1993.

SHAH, J.P.; KOWALSKI, L.P. **Cirurgia Cabeça e Pescoço**. 2.ed. Editora Revinter Ltda, 2000.

SZIRTES, T. The fine art of modeling. **Journal of Engeneering and Thechnology**. v. 1, n. 1, p. 37 – 43. 1992.

SMEELE, L. E.; SLOTMAN, B. J.; MENS, J. W.; TIWARI, R. Local Radiation Dose, Fixation, and Non-union of Mandibulotomies. **Head & Neck**. v. 21, p. 315 – 318. 1999.

SOARES, H.A. Manual de Câncer Bucal. Programa de Valorização da Odontologia, CROSP. 2006. Site: <http://www.wwow.com.br/portal/revista/revista.asp?secao=5&view=artigos&id=32>. Consultado em 26/05/2009.

SPIRO, R. H.; GEROLD, F. P.; SHAH, J. P.; SESSIONS, R. B.; STRONG, E. W. Mandibulotomy Approach to Oropharyngeal Tumors. **American Journal Surgery**. v. 150, p. 466-469. 1985.

STORE, G.; BOYFEN, M. Mandibular access of the osteotomies in oral cancer. **Journal for Oto-Rhino-Laryngology and its related Specialties (ORL)**. v. 67: p. 326-330. 2005.

SUGIURA, T.; YAMAMOTO, K.; MURAKAMI, K.; KAWAKAMI, M.; TSUTSUMI, S. Biomechanical analysis of miniplate osteosynthesis for fractures of the atrophic mandible. **Journal of Oral & Maxillofacial Surgery**. v. 67, p.2397-2403. 2009.

SULLIVAN, P. K.; FABIAN R.; DRISCOLL. Mandibular osteotomies for tumor extirpation: the advantages of rigid fixation. **Laryngoscope**. v.102, p. 73-80. 1992.

TAMS, J.; OTTEN, B.; van LOON, J.P.; BOS, R.R.M. – A computer study of fracture mobility and strain on biodegradable plates used for fixation of mandibular fractures. **Journal of Oral & Maxillofacial Surgery**. v. 57, p. 973-981. 1999.

TENG, S.; HERRING, S.W.- Anatomic and directional variation in the mechanical properties of the mandibular condyle in pigs. **Journal of Dental Research**. v. 75(11), 1842-1850, 1996.

TEO, J.C.M.; SI-HOE, K.M.; KEH, J.E.L; TEOH, S.H. Relationship between CT intensity, micro-architecture and mechanical properties of porcine vertebral cancellous bone. **Clinical Biomechanics**. V. 21, 235-244, 2006.

TOMINAGA, S. – Major avoidable risk factors of cancer. **Cancer Letters**. v. 143 (Suppl.): S19-S23. 1999.

TRIVELLATO, A. E.; PASSERI, L. A. Evaluation of osteotomy fixation changing the number, the extension and the location of the plates. **British of Maxillofacial Surgery**. 2005 (article in press).

TRUDEL, G.; KOIKE, Y.; DINH, L.; UHTHOFF, H.K. Thawing of frozen calcaneus bone specimens has no effect on the bone mineral density using dual energy x-ray absorptiometry: a study in rabbits and humans*. **Physiol Meas**. v. 26. p. 769–777. 2005.

TUNCER, N.; DEMIRALP, A.S.; GÜVEM, O.; KESKIN, A.; BOR, S. A biomechanical comparison between original and used titanium miniplates. **Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery**. v. 24, p. 58-61. 1996.

TURNER, C.H.; RHO, J.; TAKANO, Y.; TSUI, T.Y.; PHARR, G.M. The elastic properties of trabecular and cortical bone tissues are similar: results from two microscopic measurement techniques. **Journal of Biomechanics**. v. 32, p. 437-441. 1999.

van EIJDEN, T.M.G.J. Biomechanics of the mandible. **Crit. Rev. Oral Biol. Med.** v. 11 (1), p. 123-136. 2000.

VOLLMER, D.; MEYER, U.; JOOS, U.; VEGH, A.; PIFFKO, J. Experimental and Finite Element study of a Human Mandible. **Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery**. v. 28, p. 91-96. 2000.

XAVIER, P.S. **Caracterização e avaliação da biocompatibilidade do titânio submetido a diferentes tratamentos de superfície**. 2002. 116 f. Tese de Doutorado. Faculdade de Odontologia de Araçatuba da Universidade Estadual Paulista, Araçatuba, SP.

ZHANG, F.; LANGENBACH, G.E.J.; HANNAM, A.G.; HERRING, S.W. – Mass properties of the pig mandible. **Journal Dent. Research**. v. 80(1), 327-335. 2001.

ZHENG, T.; HOLFORD, T.; CHEN, Y.; JIANG, P.; ZHANG, B.; BOYLE, P. Risk of Tongue Cancer Associated with Tobacco Smoking and Alcohol Consumption: a Case-Control Study. **Oral Oncology**. v. 33, n. 2, p. 82-85. 1997.

ZIEBOWICZ, A.; MARCINIAK, J. The use of miniplates in mandibular fractures – biomechanics analysis. **Journal of Materials Processing Technology**. v. 175, p. 452-456. 2006.

ZIX, J.; LIEGER, O.; IIZUKA, T. Use of straight and curved 3-dimensional titanium miniplates for fracture fixation at the mandibular angle. **Journal of Oral and Maxillofacial Surgery**, v. 65: p. 1758-1763, 2007.

WANG, H.; JI, B.; JIANG, W.; LIU, L.; ZHANG, P.; TANG, W.; TIAN, W.; FAN, Y. Three-dimensional finite element analysis of mechanical stress in symphyseal fractured human mandible reduced with miniplates during mastication. **Journal of Oral and Maxillofacial Surgery**, v. 68: p. 1585-1592, 2010.

WAX, M. K. Preservation of the mandible in management of cancer of the oral cavity. **Operative Techniques in Otolaryngology**. v. 16, p. 18-23. 2005.

WÜNSCH FILHO, V. The Epidemiology of oral and pharynx cancer in Brazil. **Oral Oncology**. v. 38, p. 737-746. 2002.

YAMANAKA, M.; YASUDA, K.; TOHYAMA, H.; NAKANO, H.; WADA, T. The effect of cyclic displacement on the biomechanical characteristics of anterior cruciate ligament reconstructions. **Am J Sports Med**. v. 27(6). 772-777. 1999.

YIH, L. M.; LI, L. C.; DA, T. W.; JOU, L. L. Biomechanical stability analysis of rigid intraoral fixation for bilateral sagittal split osteotomy. **Journal of Plastic, Reconstructive & Aesthetic Surgery**. v. 63, p. 451-455. 2010.

APÊNDICE I

As equações preditivas podem ser determinadas experimentalmente ou analiticamente. No método experimental são feitas observações e medições utilizadas para conhecer o efeito das variáveis envolvidas no problema para prever o comportamento da grandeza em questão. Um método alternativo ao analítico para determinação destas equações é o numérico, utilizado em problemas de maior complexidade. O Método dos Elementos Finitos (MEF) é o mais usado para solucionar problemas desta natureza. Neste método as soluções são aproximadas, determinadas pela solução de equações diferenciais. O problema, neste caso, se torna mais complexo dependendo do número de nós no qual o domínio é discretizado. Porém, com o aumento da capacidade de processamento dos atuais microcomputadores, isto passa a não ser um problema tão grande perante a importância de se obter a solução do fenômeno físico, mesmo que esta seja aproximada.

A estabilidade (E_s) pode ser expressa como uma função das variáveis que influenciam o fenômeno da ligação das partes osteotomizadas. Cada variável de influência é tratada como um π termo (número adimensional). De forma geral, o fenômeno pode ser descrito da seguinte maneira, em função dos vários π termos envolvidos:

$$\pi_1 = F(\pi_2, \pi_3, \pi_4, \pi_5, \dots, \pi_n) \quad (A.1)$$

onde n é o número de variáveis envolvidas no problema.

A “Teoria dos π -termos” ou “Teorema de Buckingham” (MURPHY, 1950) é utilizada para determinar a função de predição, ou função matemática do problema e, assim, estimar o comportamento físico da ligação por miniplacas. O Teorema de Buckingham estabelece que o

número de termos adimensionais independentes (s) necessários para expressar uma relação entre variáveis num fenômeno é igual ao número de variáveis envolvidas (n) menos o número de dimensões básicas (b), no qual estas quantidades podem ser medidas, ou seja:

$$s = n - b \quad (\text{A.2})$$

Segundo Duarte (2007) a maior vantagem na análise de uma função está na possibilidade de estudar o comportamento dos parâmetros tal que os π -termos envolvidos na função, exceto um, sejam mantidos constantes, enquanto se varia aquele em relação ao qual se estabelecerá a relação com o termo π_1 . Recorre-se a este procedimento para cada π termo da função e a relação resultante entre este π termo e os demais, individualmente, são combinados na forma de produto ou soma para se obter uma relação geral.

A seguir é apresentada esta metodologia para o modelo simplificado onde foram consideradas apenas duas variáveis envolvidas que afetam diretamente a estabilidade da ligação: a posição da miniplaca (h) e a rigidez da miniplaca (k). Neste caso, duas dimensões básicas estão envolvidas (unidade de força (N) e unidade de comprimento (m)). Chamando cada variável por um π -termo, tem-se a equação para estimar a função preditiva da estabilidade, considerando a influência destas duas variáveis, ou seja:

$$E_s = f(h, k) \quad (\text{A.3})$$

O primeiro passo é obter uma equação que represente o modelo real observando a estabilidade (π_1) variando a posição da miniplaca (π_2) e mantendo constante a rigidez da miniplaca (π_3), podendo a Eq. (A.1) ser escrita da seguinte forma:

$$\pi_1 = F(\pi_2, \bar{\pi}_3) \quad (\text{A.4})$$

De forma análoga, obtém-se a função matemática para a estabilidade (π_1) variando a rigidez das miniplacas (π_3) e mantendo constante a posição da miniplaca (π_2), ou seja:

$$\pi_1 = F(\bar{\pi}_2, \pi_3) \quad (\text{A.5})$$

A barra sobre o π -termo representa que o mesmo é mantido constante.

De acordo com a teoria da similitude, as Eq. (A.4) e (A.5) são chamadas de equações componentes. Elas podem ser combinadas, sob certas condições, para formar uma equação preditiva geral por meio de uma função produto ou de uma função soma. Neste trabalho foi usada a função produto, em função das equações componentes serem, na sua maioria, equações do tipo potência. Logo, tem-se:

$$\pi_1 = F(\pi_2, \pi_3) = G(\pi_2, \bar{\pi}_3).H(\bar{\pi}_2, \pi_3) \quad (\text{A.6})$$

A condição testada na Eq. (A.6) pode ser avaliada para uma nova condição, considerando $\bar{\pi}_3$ constante, ou seja,

$$F(\pi_2, \bar{\pi}_3) = G(\pi_2, \bar{\pi}_3).H(\bar{\pi}_2, \bar{\pi}_3) \quad (\text{A.7})$$

Do segundo conjunto de dados com $\bar{\pi}_2$ constante tem-se,

$$F(\bar{\pi}_2, \pi_3) = G(\bar{\pi}_2, \bar{\pi}_3).H(\pi_2, \bar{\pi}_3) \quad (\text{A.8})$$

Isolando o valor de G e H das Eq. (A.7) e Eq. (A.8), e substituindo na Eq. (A.6) tem-se:

$$F(\pi_2, \pi_3) = \frac{F(\pi_2, \bar{\pi}_3).F(\bar{\pi}_2, \pi_3)}{G(\bar{\pi}_2, \bar{\pi}_3).H(\bar{\pi}_2, \bar{\pi}_3)} \quad (\text{A.9})$$

Mas,

$$F(\bar{\pi}_2, \bar{\pi}_3) = G(\bar{\pi}_2, \bar{\pi}_3).H(\bar{\pi}_2, \bar{\pi}_3) \quad (\text{A.10})$$

Logo,

$$F(\pi_2, \pi_3) = \frac{F(\pi_2, \bar{\pi}_3).F(\bar{\pi}_2, \pi_3)}{F(\bar{\pi}_2, \bar{\pi}_3)} \quad (\text{A.11})$$

A Eq. (A.11) de forma genérica se torna:

$$F(\pi_2, \pi_3, \pi_4, \dots, \pi_s) = \frac{F(\pi_2, \bar{\pi}_3, \bar{\pi}_4, \dots, \bar{\pi}_s).F(\bar{\pi}_2, \pi_3, \bar{\pi}_4, \dots, \bar{\pi}_s). \dots . F(\bar{\pi}_2, \bar{\pi}_3, \bar{\pi}_4, \dots, \pi_s)}{(s-2).F(\bar{\pi}_2, \bar{\pi}_3, \bar{\pi}_4, \dots, \bar{\pi}_s)} \quad (\text{A.12})$$

Para o modelo aqui analisado tem-se $\underline{s}$, que representa o número de π -termos igual a três, (π_1 , π_2 e π_3), logo, a Eq. (A.11) representa a equação preditiva do problema, já que $s - 2$ é igual a um.

Para avaliar o grau de correlação das funções como uma combinação por função produto é preciso fazer um “teste de validade”. O teste de validade foi feito assumindo que a Eq. (A.11) seja válida também para um novo conjunto de dados, ou seja, para outro valor de $\bar{\pi}_2$ constante ou ainda para um novo conjunto de dados com $\bar{\pi}_3$ constante. Assim,

$$F(\pi_2, \pi_3) = \frac{F(\pi_2, \bar{\pi}_3).F(\bar{\bar{\pi}}_2, \pi_3)}{F(\bar{\bar{\pi}}_2, \bar{\pi}_3)} \quad (\text{A.13})$$

Igualando as Eq. (A.11) e (A.13), tem-se que,

$$\frac{F(\pi_2, \bar{\pi}_3).F(\bar{\pi}_2, \pi_3)}{F(\bar{\pi}_2, \bar{\pi}_3)} = \frac{F(\pi_2, \bar{\pi}_3).F(\bar{\bar{\pi}}_2, \pi_3)}{F(\bar{\bar{\pi}}_2, \bar{\pi}_3)} \quad (\text{A.14})$$

A Eq. (A.14) estabelece o teste para combinação da equação componente de π_2 , contendo outras variáveis por produto e, uma vez satisfeitas, a equação preditiva final, Eq. (A.11), pode ser combinada por uma função produto.

Na equação de predição, Eq. (A.14) há o termo do denominador que é constante e pode ser avaliado por qualquer uma das equações componentes e deve ser o mesmo nas duas equações. Caso contrário, pode haver erros e as equações devem ser novamente checadas.

AI.1- Determinação dos π -termos adimensionais

O principal objetivo da Análise Dimensional é encontrar os termos adimensionais, formados por uma combinação de variáveis, parâmetros e constantes, que aparecem multiplicando e dividindo, de tal maneira que todas as dimensões se cancelam. Logo, a dimensão de um termo adimensional é sempre um. Para determinar os termos adimensionais envolvidos no problema da estabilidade da ligação, utilizou-se a metodologia descrita por Szirtes (1992), em que o primeiro passo foi identificar as variáveis envolvidas no problema, escrevendo-as em uma linha, incluindo a variável dependente, estabilidade da ligação. Estas variáveis são: E_s (estabilidade da ligação), h (posição da miniplaca), F (força aplicada – valor constante), ℓ (largura da mandíbula – valor constante) e E (módulo de elasticidade da miniplaca).

Em seguida, colocam-se as dimensões relevantes em uma coluna à esquerda das variáveis envolvidas no problema. As dimensões são a unidade de comprimento (m) e a unidade de força (N). Preenche-se a matriz dimensional, no qual o elemento típico da matriz é o expoente da dimensão envolvida para cada variável. Calcula-se o determinante da parte direita da matriz, que deve ser diferente de zero. Caso este determinante seja igual a zero, deve-se rearranjar as linhas e colunas da matriz de maneira que o determinante seja diferente de zero.

$$\begin{array}{c}
 \underline{E_s \quad h \quad k \quad | \quad \ell \quad F} \\
 \\
 \begin{array}{c|ccc|cc}
 m & 2 & 1 & -1 & 1 & 0 \\
 N & 0 & 0 & 1 & 0 & 1
 \end{array} \\
 \\
 \det \begin{bmatrix} 1 & 0 \\ 0 & 1 \end{bmatrix} = 1 \neq 0
 \end{array}$$

Chamando de A esta matriz e de B a matriz formada pelo restante dos elementos da matriz dimensional, tem-se:

$$A = \begin{bmatrix} 1 & 0 \\ 0 & 1 \end{bmatrix}; \quad B = \begin{bmatrix} 2 & 1 & -1 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

Com estas matrizes, determina-se a matriz C pela fórmula:

$$C = -[A^{-1} \cdot B]^T$$

onde A^{-1} é a inversa da matriz A e o índice T indica a transposta da matriz. O valor da matriz C é:

$$C = \begin{bmatrix} -2 & 0 \\ -1 & 0 \\ 1 & -1 \end{bmatrix}$$

Em seguida, forma-se o conjunto de dimensões com quatro matrizes A, B, C e D, sendo esta última uma matriz identidade.

E_s	h	k	ℓ	E
m	2	1	-1	1 0
N	0	0	1	0 1
π_1	1	0	0	-2 0
π_2	0	1	0	-1 0
π_3	0	0	1	1 -1

Considerando o número de variáveis envolvidas, cinco no caso da estabilidade e duas dimensões básicas, o número de π termos adimensionais é dado pela subtração destas duas quantidades (Teorema de Buckingham). Logo, na descrição do comportamento do problema físico da determinação da estabilidade da ligação, têm-se três π termos adimensionais, que são descritos pelos coeficientes da matriz C:

$$\pi_1 = \frac{E_s}{\ell^2}; \quad \pi_2 = \frac{h}{\ell}; \quad \pi_3 = \frac{k \cdot \ell}{F}$$

Al.2- Determinação do π_3

Para a determinação do π_3 , referente à rigidez da miniplaca, esta foi determinada conforme a metodologia a seguir:

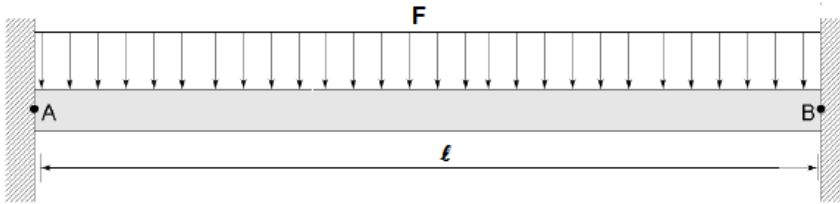


Figura A1.1- Viga bi-engastada com carregamento uniformemente distribuído.

- O deslocamento (flecha) máximo no centro da viga bi-engastada de vão ℓ , com carregamento uniformemente distribuído (F) é igual a:

$$\Delta y = \frac{F \ell^3}{192EI} \quad (A.15)$$

Isolando a força F, na equação Eq. (A.15):

$$F = \frac{192EI}{\ell^3} \Delta y$$

Mas $F = k \Delta y$

onde k = rigidez da ligação

Portanto, a rigidez da ligação é dada por:

$$k = \frac{192EI}{\ell^3}$$

I é o momento de inércia da seção retangular da miniplaca na região maciça da mesma, de largura e e altura d que vale: $I = \frac{ed^3}{12}$

E é o módulo de elasticidade do material da miniplaca, no caso, titânio;

ℓ é a distância entre os centros dos furos da miniplaca e vale 38 mm;

d é a altura da seção na seção fora dos furos da miniplaca e vale 2,38 mm;

e é a espessura da miniplaca padrão de 1 mm.

A rigidez da miniplaca foi calculada para cinco espessuras de miniplacas. Esta rigidez foi transformada em termos de módulo de elasticidade, que foi um parâmetro de entrada das propriedades mecânicas do material no programa Ansys®. A Tab. A.1 mostra o cálculo da rigidez e do módulo de elasticidade correspondente as cinco espessuras:

Tabela A.1 – Cálculo da rigidez da miniplaca para espessuras diferentes.

I (mm ⁴)	ℓ^3 (mm ³)	E (N/mm ²)	e (mm)	d (mm)	K (N/mm)	E^* (N/mm ²)
1,1234	54,872	110.000	1,0	2,38	432.391,89	110.000
1,3481	54,872	110.000	1,2	2,38	518.877,97	132.000
1,6852	54,872	110.000	1,5	2,38	648.626,33	165.000
2,0222	54,872	110.000	1,8	2,38	778.336,20	198.000
2,2469	54,872	110.000	2,0	2,38	862.816,97	220.000

E^* é o módulo de elasticidade correspondente a cada espessura de miniplaca.

Este valor da rigidez foi utilizado no cálculo do π_3 . O módulo de elasticidade E^* foi utilizado nas simulações, uma vez que este constitui uma das propriedades mecânicas do material elástico linear, no caso o titânio. A variação do módulo de elasticidade foi usada em substituição à variação da espessura da miniplaca, uma vez que esta ficaria mais difícil de ser feita no *software*, pois, teria que variar a geometria da miniplaca, ficando mais fácil variar o módulo de elasticidade.