

KK
017.695
Sae
k

DENTISTRY

CCW

KONTRAKSI LOGAM CAMPUR
YANG TERJADI

PADA PROSES PENUANGAN/PENGECORAN LOGAM
(Suatu Tinjauan Pustaka)



oleh :

Drg. BOB SOEBIJANTORO, MSc.

FAKULTAS KEDOKTERAN GIGI - UNIVERSITAS AIRLANGGA

1 9 8 6

MILIK
PERPUSTAKAAN
"UNIVERSITAS AIRLANGGA"
SURABAYA

779/PUA/H/86

DAFTAR ISI

1. Pendahuluan	1
2. Sejarah perkembangan logam campur tuang	1
3. Teori kontraksi logam campur	3
4. Pengukuran kontraksi logam campur	4
5. Kesimpulan dan Komentar	6
6. Summary	8
7. Daftar pustaka	9

PENDAHULUAN

Meskipun pembuatan gigi tiruan telah dilakukan manusia sekitar 2500 tahun sebelum Masehi (Hopper, 1964), tetapi salah satu referensi yang menyebutkan tentang konstruksi gigi tiruan baru dilakukan oleh Heister pada tahun 1711 (Girardot, 1941; Peyton dan Craig, 1971), yang membuat gigi tiruan dari tulang yang di ukir dan disesuaikan untuk mengisi ruangan gigi yang kosong. Pada waktu itu belum dikenal adanya bahan cetak.

Buku yang pertama kali menyebutkan pemakaian logam untuk pembuatan gigi tiruan ditulis oleh Fauchard pada tahun 1728, di mana dia menghubungkan komponen-komponen gigi tiruan dengan logam. Ini semua dibuat dan dibentuk dengan tangan biasa, sehingga adaptasi terhadap jaringan pendukungnya dapat dikatakan tidak baik.

SEJARAH PERKEMBANGAN LOGAM CAMPUR TUANG

Pemakaian cara penuangan/pengecoran logam di dalam bidang kedokteran gigi diperkenalkan oleh Philbrook pada tahun 1897 dan dipopulerkan oleh Taggart sepuluh tahun kemudian (Lufkin, 1948). Sejak saat itu sampai beberapa tahun yang lalu logam tuang / logam cor yang dipakai dalam bidang kedokteran gigi adalah emas atau logam campur emas.

Dengan semakin berburang dan semakin mahalnya harga emas menyebabkan timbulnya beberapa logam campur lain sebagai pengganti emas untuk pembuatan restorasi tuangan di dalam mulut, terutama untuk restorasi yang besar, misalnya untuk pembuatan kerangka gigi tiruan sebagian (Paffenbarger dkk., 1943).

Yang termasuk logam ini adalah logam campur Nickel-Chromium (Touceda, 1937), logam campur Cobalt-Chromium-Nickel (Asgar dkk., 1970), logam campur Cobalt-Ferro-Nickel (Igarashi, 1978) dan masih banyak logam campur lain.

Dari jenis logam campur ini yang paling populer adalah logam campur Cobalt dan Chromium dengan nama dagang : Stellite. Logam campur ini secara luas telah mengganti logam campur emas terutama dalam pembuatan kerangka logam dari gigi tiruan.

Hak paten pertama untuk logam campur jenis Cobalt-Chromium ini diberikan kepada Elwood Haynes dari Amerika pada tahun 1907 (Haynes, 1907). Kemudian pada tahun 1929 Prange dan Erdle dari Austenal Laboratories New York, menghasilkan bahan dan cara pengecoran logam untuk pembuat kerangka logam gigi tiruan dengan memakai logam Stellite-nya Haynes dan memperkenalkan nama dagang baru : Vitallium (Paffenbarger dkk., 1943; Smith, 1948). Sejak munculnya Vitallium di dalam bidang kedokteran gigi, logam campur Cobalt-Chromium jadi semakin populer dan sekarang sebagian besar kerangka logam gigi tiruan dibuat dari logam campur jenis ini.

Di Inggris, logam campur Cobalt-Chromium mulai dipakai dalam bidang kedokteran gigi sejak tahun 1950 (Liddelow, 1950 ; Osborn dan Lammie, 1953).

Pada tahun 1962 di Amerika diperkirakan 86 % kerangka logam gigi tiruan dibuat dari bahan Vitallium (Sowter, 1962), sedang di Laboratorium Teknik Kedokteran Gigi swasta lebih dari 98 % kerangka logam gigi tiruan dibuat dari logam bukan emas, baik itu merupakan logam campur Cobalt-Chromium ataupun logam campur Nickel-Cobalt-Chromium (Bauer dan Eden, 1977).

Sejak saat itu makin banyak produk-produk logam campur Cobalt Chromium yang dihasilkan dengan penambahan beberapa unsur lagi, misalnya Nickel, Tungsten dan Silikon untuk memperbaiki sifat-sifat fisis dan mekanisnya (Asgar dkk., 1970).

Namun demikian masih terdapat masalah pada pemakaian logam campur Cobalt-Chromium ini, terutama dalam hal terjadinya kontraksi (pengkerutan) logam pada waktu proses penuangan / pengecoran logam. Di dalam klinik sering dijumpai kerangka logam gigi tiruan yang tidak dapat masuk atau tidak tepat kedudukannya di dalam mulut. Meskipun hal ini mungkin saja terjadi oleh karena proses yang salah (baik itu terjadi di dalam klinik maupun di dalam laboratorium), namun pada kenyataannya memang terdapat kontraksi sebesar 2,3 % dari logam campur ini (Earnshaw, 1960).

TEORI KONTRAKSI LOGAM CAMPUR



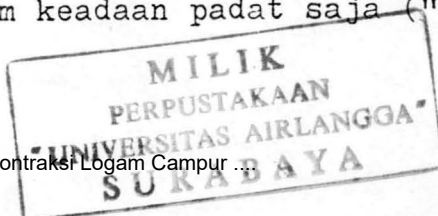
TEORI KONTRAKSI LOGAM CAMPUR

Semua logam campur untuk kedokteran gigi akan mengalami kontraksi apabila didinginkan dari keadaan cair ke suhu kamar (Anderson, 1976 ; Williams dan Cunningham, 1979).

Kontraksi ini dapat dibagi menjadi 3 fase yang berbeda-beda dan terjadi selama proses pendinginan itu berlangsung (Coleman, 1928 ; Phillips, 1973 ; Anderson, 1976), yaitu :

1. Kontraksi logam cair yang terjadi selama pendinginan dari keadaan cair ke suhu dimana logam campur mulai membeku, yaitu ke suhu leburnya (liquidus temperature);
2. Kontraksi yang terjadi selama proses pembekuan logam;
3. Kontraksi yang terjadi selama pendinginan logam dalam keadaan padat (dimana logam campur semua sudah dalam keadaan padat), yaitu dari suhu beku (solidus temperature) ke suhu kamar.

Kontraksi pada tahap pertama tidak mempengaruhi perubahan dimensi dari hasil tuangannya, karena kontraksi ini masih dapat diimbangi dengan masih mengalirnya logam cair yang masuk ruang tuang karena daya centrifugal pada waktu proses penuangan logam (Earnshaw, 1957 ; Phillips, 1973 ; Anderson, 1976). Selama proses pembekuan logam, kontraksi juga masih dapat diimbangi dengan masih dapat ditariknya logam cair dari inti cadangan (reservoir) atau dari pasak tuangnya (Earnshaw, 1958). Kontraksi pada lapisan logam bagian luar yang telah membeku juga masih dapat dicegah dengan adanya adhesi mekanis pada dinding bahan tanam tuang. Pada tahap-tahap pertama pendinginan, logam campur masih dalam keadaan panas dan plastis. Logam campur dan bahan tanam tuang, keduanya, mengadakan "interlocking" yaitu saling ikat mengikat, merupakan adhesi mekanis, sehingga permukaan luar logam menjadi stabil, dalam arti tidak terpengaruh oleh kontraksi selama proses pendinginan logam berlangsung (Phillips, 1973 ; Anderson, 1976). Oleh karena itu, setiap kontraksi yang terjadi selama pembekuan logam campur selalu dapat diatasi. Dengan demikian jelaslah hanya kontraksi yang terjadi selama pendinginan logam dalam keadaan padat saja ("thermal contract



ion") yang merupakan sebab utama dari kontraksi logam campur (Price, 1911 ; Earnshaw, 1958).

PENGUKURAN KONTRAKSI LOGAM CAMPUR

Di dalam penelitiannya mengenai logam campur Cobalt-Chromium Liddelow (1950) mengatakan bahwa kontraksi linier dari logam campur tersebut berkisar antara 1,8 - 2,0 %.

Deloro Stellite Ltd. menyebutkan bahwa kontraksi logam campur Stellite yang dipakai di dalam bidang kedokteran gigi dan dipasarkan dengan merek dagang "Croform" sekitar 2,0 % (Earnshaw, 1957).

Logam campur Cobalt-Chromium yang mempunyai titik lebur yang tinggi mempunyai jumlah kontraksi antara 2,13 - 2,33 % (Earnshaw, 1958 dan 1960). Kontraksi ini lebih besar apabila dibandingkan dengan logam campur sejenis yang mengandung Nickel, yang berkisar antara 2,03 - 2,05 %.

Logam campur yang mengandung bahan dasar Cobalt dan mempunyai titik lebur yang tinggi terdiri dari 60 - 65 % Cobalt, 25 - 30 % Chromium dan 5 % Molybdenum (American Dental Association 1966), sedang logam campur sejenis yang mempunyai titik lebur rendah kebanyakan mengandung Nickel sekitar 20 % (sebagai contoh : Ticonium - Taylor dkk. 1958). Penambahan Nickel akan memperendah suhu beku dari logam campur ini.

Berbeda pendapat dengan para peneliti yang lain, Pulskamp, (1979) didalam penelitiannya tentang perubahan dimensi yang terjadi selama proses pengecoran logam, mengatakan bahwa ukuran melintang dari kerangka logam gigi tiruannya yang dibuat dari logam campur Cobalt-Chromium yang telah dipulas halus menunjukkan ekspansi rata-rata sekitar 0,79 %. Sedang ukuran antero-posteriorinya menunjukkan ekspansi rata-rata sebesar 0,46 % apabila dibandingkan dengan model masternya.

Menurut peneliti, ekspansi ini disebabkan oleh meningkatnya ekspansi pada waktu pengerasan maupun pemanasan dari bahan tuangnya yang mengandung ikatan silica, yang telah dipakai di dalam percobaannya. Dikatakan pula bahwa ada kemungkinan

kekuatan bahan tanam jenis ini pada suhu tinggi tidak memungkinkan terjadinya kontraksi dari logam campur tersebut.

Apabila bahan tanam tuang yang dipakai mengandung ikatan gypsum, memang didapatkan kontraksi sebesar 0,35 % pada ukuran melintang serta kontraksi sebesar 0,48 % pada ukuran antero - posterior untuk logam campur Nickel-Chromium.

Pada penelitiannya dengan memakai logam campur emas, Pulskamp mengatakan bahwa pada logam campur emas type IV terdapat ekspansi sebesar 0,31 % untuk ukuran melintang, serta ekspansi sebesar 0,01 % untuk ukuran antero posterior.

Peneliti ini menyimpulkan pula bahwa logam campur emas type IV ini merupakan logam campur yang paling tepat (akurat) untuk pembuatan kerangka logam dari gigi tiruan, dibandingkan dengan pemakaian logam campur Ticonium 100 (logam campur Nickel-Chromium) maupun Vitallium (logam campur Cobalt-Chromium). Hal ini disebabkan karena dengan memakai logam campur emas type IV ini akan didapatkan perubahan dimensi yang sangat kecil apabila dibandingkan dengan model masternya.

Coleman (1928) di dalam penelitiannya tentang kontraksi logam campur emas mendapatkan bahwa perhitungan secara teori akan terjadi kontraksi sebesar 1,62 %, tetapi kenyataan di dalam penelitiannya hanya mendapatkan kontraksi logam campur emas sebesar 1,25 %.

Hollenback dan Skinner pada tahun 1946 mengadakan pengukuran kontraksi logam campur emas dengan memakai metoda seperti apa yang telah dilakukan oleh Coleman pada tahun 1928 dan mendapatkan kontraksi logam campur emas antara 1,37 - 1,69 %.

Untuk emas murni didapatkan kontraksi sebesar 1,67 %, suatu hasil yang hampir sama dengan hasil penelitian yang telah dilakukan oleh Lane (1909) dan Shell (1923).

Fusayama (1959) mempelajari 4 jenis model percobaan yang mempunyai ukuran dan bentuk yang berbeda-beda yang disesuaikan dengan praktek sehari-hari dalam pembuatan inlay dan mahkota tiruan, dan mendapatkan hasil untuk logam campur emas sebagai berikut : untuk inlay yang sederhana didapatkan kontraksi sebesar 2,1 %, untuk mahkota tiruan 2,0 % dan untuk inlay 3 bi-

dang sebesar 1,9 %.

Earnshaw (1960) didalam penelitiannya tentang logam emas murni menemukan bahwa didalam emas murnipun terjadi kontraksi sebesar $1,74 \pm 0,03$ %.

Soebijantoro (1981) di dalam penelitiannya tentang faktor - faktor yang mempengaruhi ketepatan hasil tuangan kerangka logam gigi tiruan, yang mempergunakan logam campur Cobalt-Chromium, mendapatkan kontraksi sebesar 0,94 %. Bahan tanam yang dipakai di dalam penelitian ini adalah bahan tanam yang mengandung ikatan fosfat.

KESIMPULAN DAN KOMENTAR

Diskusi tentang terjadinya kontraksi logam campur selama proses pengecoran logam biasanya lebih banyak memakai ukuran linier dari pada ukuran isi/volume. Ruang tuang terbuat dari bahan yang terdiri dari partikel-partikel silica yang terikat di dalam ikatan-ikatan dengan orientasi yang random (Earnshaw 1960). Oleh karena itu asumsi bahwa ruang tuang mempunyai sifat yang isotropik dapat diterima. Dengan demikian, meskipun pengukuran dilakukan secara linier, bukan volumetrik, hasilnya dapat dianggap sebagai angka yang representatif, yang menunjukkan besarnya kontraksi yang sesungguhnya dari logam campur tersebut.

Perubahan dimensi linier yang terjadi pada waktu pengecoran logam, seperti yang telah dilaporkan oleh beberapa peneliti terdahulu, bervariasi sekali. Alasan untuk ini mungkin disebabkan oleh bermacam-macamnya alat ukur yang dipakai serta bagian-bagian yang diukur (Roydhouse dan Skinner, 1961), komposisi logam campur dan teknik pengecoran logamnya (Paffenbarger, 1947), cara pemasangah pasak tuang (Paffenbarger 1947; Roydhouse dan Skinner, 1961; Osborn dan Wilson, 1970) dan daya tahan kompresi dari bahan tanamnya (Herbert dan Thompson, 1934; Earnshaw, 1958; Fusayama, 1959; Masaka, 1970; Osborn dan Wilson, 1970). Bahan tanam yang kuat akan memberikan daya tahan yang lebih baik terhadap kontraksi logam campur diban -

dingkan dengan bahan tanam yang lemah (Phillips, 1973 dan Pulskamp, 1979). Dengan demikian jelaslah bahwa tidak ada satu angka yang pasti yang dapat menunjukkan besarnya perubahan dimensi yang terjadi pada proses pengecoran logam, kecuali variabel-variabel yang telah disebutkan diatas ditentukan dahulu dengan tepat.

Untuk mendapatkan tingkat ketepatan yang betul, perlu dipelajari tiap-tiap variabel secara terpisah, sedang variabel-variabel yang lain dibuat standard.

Namun demikian, ancer-ancer kontraksi sebesar $1,4 \pm 0,2$ % dipandang cukup memadai untuk dapat diterima sebagai bahan restorasi yang dapat digunakan di dalam mulut untuk logam campur emas (American Dental Association, 1966), sedang untuk logam campur Cobalt-Chromium ancer-ancer ini berkisar antara 2,0 - 2,3 %.

Bukti-bukti yang telah diberikan menunjukkan bahwa meskipun terdapat variasi angka yang bermacam-macam dari kontraksi logam campur Cobalt-Chromium, di dalam kebanyakan hal kontraksi tersebut pasti terjadi. Kontraksi ini lebih besar bila dibandingkan dengan kontraksi yang terjadi pada logam campur emas (Earnshaw, 1960; Phillips, 1973; Anderson, 1976; Pulskamp, 1979).

Secara hampir pasti hal ini dihubungkan dengan kenyataan bahwa pada umumnya logam campur Cobalt-Chromium mempunyai titik lebur yang jauh lebih tinggi dari pada logam campur emas. Oleh karena itu pada proses pendinginan, logam campur Cobalt-Chromium akan mengalami pengurangan suhu yang lebih besar, dengan akibat kontraksi akan meningkat.

Untuk itu diperlukan ekspansi dari ruang tuang selama proses pengecoran logam untuk mengimbangi terjadinya kontraksi logam campur ini. Ekspansi ini dapat berupa ekspansi bahan tanam pada waktu pengerasan (setting expansion) dan ekspansi pada waktu pemanasan bahan tanam (thermal expansion). Selain itu bahan tanam juga harus mempunyai porositas yang cukup, agar gas-gas dapat mengalir keluar pada waktu proses pengecoran logam.

Daya tahan terhadap tekanan kompresi pada suhu tertentu dan daya tahan terhadap panas yang tinggi (thermal shock) harus cukup, oleh karena logam campur Cobalt-Chromium mempunyai titik lebur yang tinggi (Peyton dan Craig, 1971).

Bagaimanapun juga dipandang perlu untuk mengadakan penelitian lebih lanjut untuk menentukan faktor-faktor apa saja yang mempunyai andil terhadap terjadinya kontraksi logam campur ini dan apakah faktor-faktor tersebut dapat diimbangi untuk mendapatkan hasil tuangan yang lebih akurat.

SUMMARY

There is a large spread in reported values of the dimensional changes following casting of the alloys. The reason for this may be due to the complex geometry of individual castings upon which the dimensional changes were measured, the composition of the alloy, the casting technique, the method of spruing, and the compressive strength of the investment.

DAFTAR PUSTAKA

1. American Dental Association (1966)
Guide to Dental Materials.
3rd edition, American Dental Association, Chicago.
2. Anderson, J.N. (1976)
Applied Dental Materials.
5th ed., Blackwell Scientific Publications, London.
3. Asgar, K.; Techow, B.O. and Jacobson, J.M. (1970)
A new alloy for partial dentures.
J. Prost. Dent. 23 : 36 - 41.
4. Bauer, R.W. and Eden, G.T. (1977)
N.A.D.L. Survey of casting alloys in commercial
dental laboratories.
J. Dent. Res. 56 : abstract no. 650.
5. Coleman, R.L. (1928)
Physical properties of dental materials.
U.S. Bureau of Standard,
J. Dent. Res. 1 : 867 - 869.
6. Earnshaw, R. (1957)
The casting shrinkage of some dental cobalt-chromium
alloys and its compensation by investment expansion.
Ph.D. Thesis, Victoria University of Manchester.
7. Earnshaw, R. (1958)
The casting shrinkage of cobalt-chromium alloys.
Aust. Dent. J. 3 : 159 - 170.
8. Earnshaw, R. (1960)
Further measurements of the casting shrinkage of
dental cobalt-chromium alloys.
Brit. Dent. J. 109 : 238 - 242.
9. Fauchard, P. (1928)
Le chirurgien dentiste.
Cited by : Girardot, R.L. (1941): History and
Development of partial denture design.
J. Am. Dent. Assoc. 28 : 1399 - 1408.

10. Fusayama, T. (1959)
Factors and technique of precision casting. Part II.
J. Prost. Dent. 9 : 486 - 497.
11. Girardot, R.L. (1941)
History and development of partial denture design.
J. Am. Dent. Assoc. 28 : 1399 - 1408.
12. Haynes, E. (1907)
Metal alloy.
U.S. Patent 873 745.
13. Herbert, W.E. and Thompson, A.R.F. (1934)
A practical comparison of modern gold inlay techniques
Brit. Dent. J. 57 : 184 - 197.
14. Hollenback, G.M. and Skinner, E.W. (1946)
Shrinkage during casting of gold and gold alloys.
J. Am. Dent. Assoc. 33 : 1391 - 1399.
15. Hopper, P.K.S. (1964)
Interesting facts of dental history.
Brit. Dent. J. 117 : 272 - 369.
16. Igarashi, T. (1978)
A study of new dental casting Co-Fe-Ni alloys.
The Shikwa Gakuho 78 : 1783 - 1799.
17. Lane, J.G. (1909)
The casting process as applied to inlays of gold
and other dental uses.
D. Digest 15 : 498 - 500.
18. Liddelow, K.P. (1950)
An experimental investigation into investment
materials suitable for use when casting high fusing
base metal alloys.
Dent. Rec. 70 : 134 - 139.
19. Lufkin, A.W. (1948)
A history of dentistry.
2nd ed., Henry Kimpton, London.

20. Masaka, N. (1970)
 Studies on casting accuracy of one piece cast fixed bridges.
 Shikwa Gakuho 70 : 1 - 34.
21. Osborne, J. and Lammie, G.A. (1953)
 Some observations concerning chrome-cobalt denture bases.
 Brit. Dent. J. 94 : 55 - 67.
22. Osborne, J. and Wilson, H.J. (1970)
 Dental mechanics for students.
 6th ed., Staples Press, London.
23. Paffenbarger, G.C. (1947)
 Shrinkage during casting of gold and gold alloys.
 J. Am. Dent. Assoc. 34 : 223 - 224.
24. Paffenbarger, G.C.; Caul, H.J. and Dickson, G. (1943)
 Base metal alloys for oral restorations.
 J. Am. Dent. Assoc. 30 : 852 - 862.
25. Peyton, F.A. and Craig, R.G. (1975)
 Restorative Dental materials.
 5th ed., The CV Mosby Company, Saint Louis.
26. Phillips, R.W. (1973)
 Skinner's Science of Dental Materials.
 7th ed., W.B. Saunders and Co., Philadelphia.
27. Price, W.A. (1911)
 The laws determining the behaviour of gold in fusing and casting.
 Dent. Cosmos, 53 : 265 - 294.
28. Pulskamp, F.E. (1979)
 A comparison of the casting accuracy of base metal and gold alloys:
 J. Prost. Dent. 41 : 272 - 275.
29. Roydhouse, R.H. and Skinner, E.W. (1961)
 The accuracy of large casting.
 J. Dent. Res. 40 : 1057 -1078.

30. Shell, J.S. (1923)
Gold castings - with special reference to
cast gold inlays.
J. Am. Dent. Assoc. 10 : 187 - 200.
31. Smith, E.A. (1948)
Vitalium as a substitute for dental gold
casting alloys.
Brit. Dent. J. 85 : 180 - 181.
32. Soebijantoro, B. (1981)
Some factors affecting the accuracy of denture
castings.
M.Sc. Thesis, Victoria University, Manchester.
33. Sowter, J.B. (1962)
Materials used in partial dentures.
Dent. Clin. N. Am. Nov. : 733 - 746.
34. Taylor, D.F.; Leibfritz, W.A. and Adler, A.G. (1958)
Physical properties of chromium cobalt dental
alloys.
J. Am. Dent. Assoc. 56 : 343 - 351.
35. Touceda, E.G. (1937)
Claim concerning dental alloy containing
65 - 90 % Ni, 5 - 30 % Cr, and 0.1 - 5 % Be.
U.S. Patent No. 2 089 587, August 10.
36. Williams, D.F. and Cunningham, J. (1979)
Materials in clinical dentistry.
Oxford University Press, Oxford - New York -
Toronto.

-----ooooo00Q00oooo-----



IR-Perpustakaan Universitas Airlangga

JL. ... UNIVERSITAS AIRLANGGA
S UT KAMPUS UTARA
... 47, TELP. 44509

HARUS KEMBALI TANGGAL.

PAMERAN

16 AUG 1986

KK

617.695 Soebijantoro, Bob
Soe Kontraksi logam campur yang
k terjadi pada proses penuangan/
pengecoran logam (suatu tinjau-
an pustaka)

No. MHS	NAMA PEMINJAM	Tgl. Kembali

